

Technická univerzita v Liberci

---

Ústav zdravotnických studií  
Biomedicínská technika

MULTIMEDIÁLNÍ PODPORA PŘEDMĚTU LÉKAŘSKÉ  
PŘÍSTROJE A ZAŘÍZENÍ

MULTIMEDIA SUPPORT FOR SUBJECT OF MEDICAL  
INSTRUMENTS AND DEVICES

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

studijní program: B 3944 Biomedicínská technika  
studijní obor: 3901R032 Biomedicínská technika

Netisknout Zadání

## Prohlášení

Byl jsem seznámen s tím, že na mou bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.

Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci (TUL) nezasahuje do mých autorských práv užitím mé bakalářské práce pro vnitřní potřebu TUL.

Užiji-li bakalářskou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědom povinnosti informovat o této skutečnosti TUL; v tomto případě má TUL právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla až do jejich skutečné výše.

Bakalářskou práci jsem vypracoval samostatně s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím bakalářské práce a konzultantem.

Datum: 29.4.2012

Podpis:

Poděkování:

Děkuji Ing. Petru Kudrnovi za vedení mé bakalářské práce, za cenné rady, podněty a připomínky a mé rodině za podporu při studiu.

.....

## Anotace:

DAVID, JAKUB. *Multimediální podpora předmětu lékařské přístroje a zařízení*, Ing. Petr Kudrna, Liberec: Ústav zdravotnických studií, Technická univerzita v Liberci, 2012, 51 s., 4 přílohy, Bakalářská práce

Tato bakalářská práce se věnuje zlepšení podpory výuky předmětu lékařské přístroje a zařízení. Na základě dotazníkového průzkumu cílové skupiny studentů Ústavu zdravotnických studií Technické univerzity v Liberci, byly identifikovány nedostatky, navrženy a realizovány kroky pro zvýšení atraktivity praktických cvičení. Jedná se o měřicí přípravky, animace a podpůrné prezentace. Zároveň byl vytvořen webový portál pro online podporu zmíněného předmětu.

**Klíčová slova:** Lékařské přístroje a zařízení, Zobrazovací metody, diagnostický ultrazvuk, flexibilní endoskop, spirometrie.

## Abstract:

DAVID, JAKUB. *Multimedia Support for Subject of Medical Instruments and Devices*. Liberec: Institute of Health Studies, Technical University of Liberec, 2012, 51 pp., 4 attachments, Bachelor Degree Thesis

This bachelor thesis deals with improvement of education support of subject of Medical instruments and devices. Deficiencies were identified on the basis of survey, performed on aim group of students of Institute of health studies (IHS) at Technical university of Liberec. Furthermore survey results provided clues to design and realize measures which increase attractiveness of practical lessons. Those measures are: presentations, animations, measurement devices and online web pages as a support for subject mentioned above.

**Key words:** Medical instruments and devices, imaging methods, diagnostic ultrasound, flexible endoscope, spirometry.

# Obsah

<b>Seznam obrázkových příloh .....</b>	<b>8</b>
<b>Seznam zkratk a symbolů .....</b>	<b>9</b>
<b>1 Úvod .....</b>	<b>10</b>
<b>2 Průzkum spokojenosti .....</b>	<b>11</b>
2.1 Dotazníky.....	11
2.1.1 První ročník (skupina A) .....	11
2.1.2 Druhý a třetí ročník (skupina B).....	13
2.1.3 Absolventi (skupina C).....	15
2.2 Shrnutí výsledků .....	16
<b>3 Reakce na výsledky dotazníků.....</b>	<b>17</b>
<b>4 Endoskopie .....</b>	<b>18</b>
4.1 Popis flexibilního endoskopu .....	18
4.2 Optické přenosové cesty .....	20
4.2.1 Fyzikální princip .....	20
4.2.2 Rozdělení optických vláken .....	22
4.2.3 Základní vlastnosti optických vláken .....	24
4.2.4 Ztráty v optických přenosových cestách .....	24
4.2.5 Optická vlákna pro endoskopii .....	27
4.3 Endoskop z hlediska biomedicínského technika .....	28
4.4 Laboratorní úloha .....	28
<b>5 Spirometrie .....</b>	<b>29</b>
5.1 Funkční pneumonální vyšetření.....	29
5.1.1 Měřené dechové parametry .....	30
5.2 Spirometrické křivky .....	32
5.2.1 Křivka čas/objem.....	32
5.2.2 Křivka objem/průtok .....	33
5.3 Spirometrické metody.....	34
5.3.1 Pneumotachograf s pneumatickým odporem .....	34
5.3.2 Pneumotachograf s turbínkou.....	35
5.3.3 Pneumotachograf s vyhřívaným anemometrem .....	36
5.3.4 Ultrazvukové měření průtoku.....	36
5.4 Spirometrie z hlediska BMT.....	37
5.5 Laboratorní úlohy .....	37
<b>6 Diagnostický ultrazvuk .....</b>	<b>38</b>
6.1 Vlnění .....	38
6.2 Ultrazvukové vlnění .....	39
6.2.1 Základní vztahy ultrazvukového vlnění .....	39
6.2.2 Odraz a lom ultrazvukových vln .....	41
6.3 Ultrazvukové zobrazovací přístroje a metody .....	42
6.3.1 Ultrazvukový měnič .....	43
6.3.2 Ultrazvuková sonda.....	44
6.3.3 Vlastnosti ultrazvukových zobrazovacích sond.....	44
6.3.4 Zobrazovací módy .....	47
6.4 Ultrazvuk z hlediska BMT.....	49
6.4.1 Ověřování rozměrů zobrazovaného předmětu různými ultrazvukovými sondami .....	49

6.4.2 Schopnost rozpoznání předmětů, jejichž tloušťka se blíží vlnové délce vysílaných pulsů.. 49

**7 Závěr ..... 50**

**Soupis bibliografických citací..... 51**

**Seznam příloh ..... 52**

**Příloha A..... i**

1. Dotazník spokojenosti pro skupinu A ..... i
2. Dotazník spokojenosti pro skupinu B..... ii
3. Dotazník spokojenosti pro skupinu C..... iv

**Příloha B..... i**

1. Úloha 1 – Fibroskop ..... i
2. Úloha 2 – Spirometrie – křivka čas/objem ..... iii
3. Úloha 3 – Spirometrie – křivka objem/průtok..... iv
4. Úloha 4 – Ultrazvuk – rozlišení..... v
5. Úloha 5 – Ultrazvuk – Měření vzdáleností..... vi

**Příloha C..... i**

1. Prezentace optických přenosových cest ..... i
2. Prezentace spirometrie ..... iii
3. Prezentace ultrazvukových zobrazovacích módů ..... v

**Příloha D..... i**

1. Náhled webových stránek ..... i

## Seznam obrázkových příloh

<b>Obrázek 2-1:</b> Graf odpovědí na otázku „Zajímáte se ve volném čase o LPZ?“ .....	12
<b>Obrázek 2-2:</b> graf odpovědí na otázce „Zaujal by vás studentský portál, který by byl zaměřený na informace spojené s Lékařskými přístroji?“ .....	12
<b>Obrázek 2-3:</b> Graf k otázce „Myslíte si, že cvičení nebo měření s přístroji, které se používají v běžné praxi, by napomohlo při výkonu vašeho budoucího povolání?“ .....	12
<b>Obrázek 2-4:</b> Vlevo graf spokojenosti s náplní cvičení (průměr 2,4). Vpravo zobrazení rozdělení spokojenosti s výukou na teoretických hodinách (průměr 1,9). ....	13
<b>Obrázek 2-5:</b> Zobrazení odpovědí k otázce „Myslíte si, že přístroje, které škola pro výuku poskytuje, byly plně využity?“ .....	14
<b>Obrázek 2-6:</b> Graf hodnot odpovědí na otázku: „Byly pro předmět k dispozici materiály k samostudiu ve srozumitelné a přístupné formě?“ .....	14
<b>Obrázek 2-7:</b> Porovnání hodnocení spokojenosti s výukou na teoretických (vlevo) a praktických (vpravo) hodinách. ....	15
<b>Obrázek 2-8:</b> Rozložení odpovědí na otázku: „Doplnil/a byste některé přístroje, nebo zařízení do výuky předmětu?“ .....	16
<b>Obrázek 4-1:</b> Schematické zobrazení součástí endoskopu s popisem jednotlivých součástí. (2) .....	19
<b>Obrázek 4-2:</b> Snellův zákon lomu a totálního odrazu. ....	21
<b>Obrázek 4-3:</b> Mezní úhly v optickém vlákne ..... 22	22
<b>Obrázek 4-4:</b> Gradientní rozložení indexu lomu v optickém vlákne. (3 str. 14) .....	23
<b>Obrázek 4-5:</b> Difúzní rozptyl na rozhraní vlákno-vzduch .....	25
<b>Obrázek 4-6:</b> Vlevo hexagonální uspořádání svazku vláken. Vpravo struktura snímacího pole CCD snímače (1 str. 328) .....	27
<b>Obrázek 5-1:</b> Schematické zobrazení spirometru, v současnosti nahrazeno pneumotachografy. (5 str. 113) .....	29
<b>Obrázek 5-2:</b> Záznam plicního objemu v závislosti na čase, na kterém jsou znázorněny jednotlivé plicní objemy a kapacity. (5 str. 113) .....	31
<b>Obrázek 5-3:</b> Zobrazení spirometrické křivky čas/objem při vyšetření vitální kapacity plic a forsírovaného výdechu. ....	33
<b>Obrázek 5-4:</b> Zobrazení grafu objem/průtok se znázorněním dynamických plicních parametrů .....	33
<b>Obrázek 5-5:</b> Venturiho princip rozdílu tlaků při různé rychlosti šíření kapaliny. (7) .....	35
<b>Obrázek 5-6:</b> Schematické zobrazení funkčního principu turbínového pneumotachografu. ....	35
<b>Obrázek 5-7:</b> Měření průtoku pomocí vyhřívaného anemometru. ....	36
<b>Obrázek 5-8:</b> Měření průtoku pomocí ultrazvuku s využitím Dopplerova jevu. ....	37
<b>Obrázek 6-1:</b> Odraz a lom ultrazvukového vlnění na rozhraní akustických prostředí. ....	42
<b>Obrázek 6-2:</b> Schematické zobrazení jednoduchého ultrazvukového měniče. (1) .....	43
<b>Obrázek 6-3:</b> Lineární (a) a konvexní (b) zobrazovací sonda a jejich zobrazovací oblasti. ....	44
<b>Obrázek 6-4:</b> Fokusace ultrazvukových paprsků pomocí změny časového zpoždění generace svazků. Zobrazení bez fokusace (a), fokusace na ohnisko (b) a stranová fokusace (c). (1) .....	45



**Obrázek 6-5:** Ukázka jednotlivých ultrazvukových zobrazovacích módů. U módu M je třeba si domyslet časovou změnu tvaru zobrazovaného předmětu. .... 48

## Seznam zkratek a symbolů

Symbol	Veličina	Jednotka
$\bar{p}$	průměrná hodnota	-
$n$	index lomu	-
$\alpha$	úhel	°
NA	numerická apertura	-
$\beta_m$	mezní úhel	°
$V$	normalizovaná frekvence	-
$M$	počet vedených vidů	-
$R_c$	kritický poloměr ohybu	m
$a$	útlum optického vlákna	dB
$R$	Fresnelův odraz	%
$Q$	průtok	l/s
$A$	světlost	m
$v$	rychlost	m/s
$p$	tlak	Pa
$\lambda$	vlnová délka	m
$\omega$	úhlová rychlost	rad/s
$\phi$	fázový posuv	°
$z$	akustická impedance prostředí	N·s/m <sup>3</sup>
$E$	Youngův modul pružnosti	Pa
$\rho$	hustota	kg/m <sup>3</sup>
$c$	rychlost zvuku	m/s
$f$	frekvence	Hz
$I$	intenzita	W·m <sup>2</sup>
$S$	plocha	m <sup>2</sup>
$L$	hladina	dB
LR	laterální rozlišení	-
$Q$	faktor kvality	-
AR	axiální rozlišení	-
CCD	Charged-Coupled Device	-
UZS	Ústav zdravotnických studií	-
LPZ	Lékařské přístroje a zařízení	-
BMT	Biomedicínský technik	-

# 1 Úvod

Tříletý bakalářský studijní obor “Biomedicínská technika”, vyučovaný na Ústavu zdravotnických studií (UZS) Technické univerzity v Liberci (TUL), který je specializován na výchovu vysokoškolsky vzdělaného odborníka v oblasti biomedicínské techniky, zaměřeného na řešení praktických problémů a jejich zvládnutí v klinickém provozu, nabízí ve studijním plánu, mimo jiné, předmět Lékařské přístroje a zařízení, který studentům poskytuje informace o principech a technických řešeních přístrojové zdravotnické techniky.

V současné době, kdy v klinickém provozu všeobecně dochází k nárůstu počtu zdravotnické techniky a zároveň i její sofistikovanosti, je nezbytné, aby biomedicínský technik uměl tuto techniku ovládat a zejména znal její princip funkce. K tomu by mu v průběhu studia mělo pomoci fyzicky se s přístroji setkat, mít možnost přístroj připravit k provozu, ovládat jej, proměřit technické vlastnosti včetně bezpečnostně technické kontroly apod. K pochopení principů napomáhají laboratorní cvičení a experimenty, které jsou součástí výuky. Jejich počet lze na UZS TUL rozšířit.

Náplně laboratorních experimentů a studijní podklady však v současné době nemají jeden pramen informací a nejsou jednotně sumarizovány, což někteří studenti považují za “problematické”. Studenti jsou naučení, že veškeré informace k jednotlivým předmětům naleznou na internetových stránkách, nebo jim jsou poskytnuty v koherentní formě vyučujícím, a to v případě těchto podkladů není vždy zajištěno. Vzájemné sdílení materiálů mezi studenty skýtá časté obtíže v komunikaci a vznikají zbytečná nedorozumění.

Tato práce chce na současný stav reagovat tím, že k vybrané problematice poskytne vysvětlující teoretické informace, na ně naváže praktickými ukázkami a laboratorními úlohami. Zároveň budou studentům zpřístupněny podklady pomocí přehledného webového portálu.

Přáním autora je, aby byly stránky dále rozvíjeny, a studenti jich využívali v jejich plném rozsahu.

## **2 Průzkum spokojenosti**

K docílení maximálního přínosu této práce byl vyhotoven dotazník, který má za úkol zjistit současný stav požadavků studentů k výuce dané problematiky – předmětu LZP.

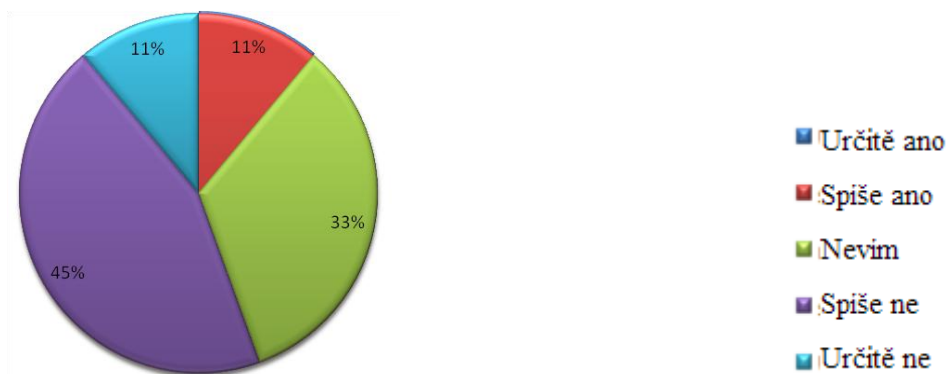
Průzkum je založen na vyhodnocení tří variant dotazníků, každý pro jednu cílovou skupinu - absolventi; současní studenti, kteří předmět již absolvovali a studenti prvního ročníku, kteří právě zahajují svá studia. Dotazník byl sestaven obecně, s cílem zjistit celkovou spokojenost s výukou, několik výběrových otázek se dotýkalo přímo tématu této práce - tedy jaká forma výuky studentům chybí a zda by pro ně byl přínosný internetový portál na sdílení informací.

### **2.1 Dotazníky**

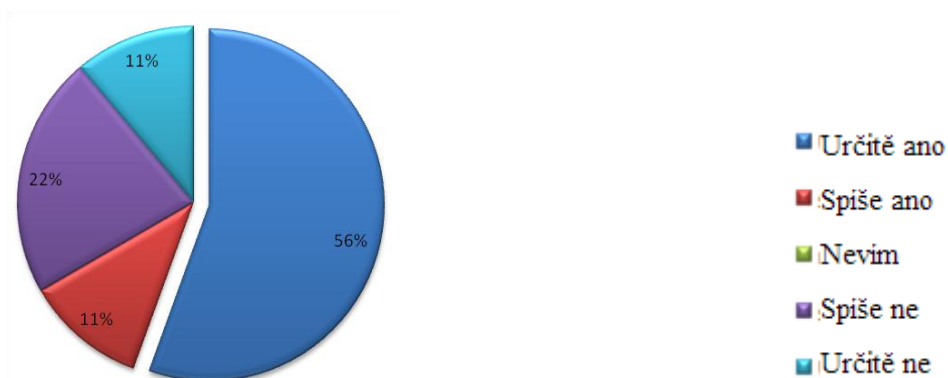
Každý dotazník je pro tuto práci přínosem z jiného hlediska. Skupině A, kterou tvoří studenti prvního ročníku, byly kladeny zejména otázky cílené na jejich představy o náplni předmětu, kterým by se následně vytvářené materiály přiblížily. Skupinu B tvoří současní studenti druhého a třetího ročníku. Jim byl předložen takový soubor otázek, který vyhodnotí subjektivní přínos pro jednotlivé studenty a zároveň komplexně ohodnotí součásti výuky. Respondenti ve skupině C jsou absolventi oboru, kteří již řeší problémy v praxi, nebo se s nimi potýkají na jiných školách. Mají tedy dostatečný odstup, aby mohli výuku ohodnotit s objektivním přístupem. Jednotlivé dotazníky jsou k nahlédnutí v přílohách.

#### **2.1.1 První ročník (skupina A)**

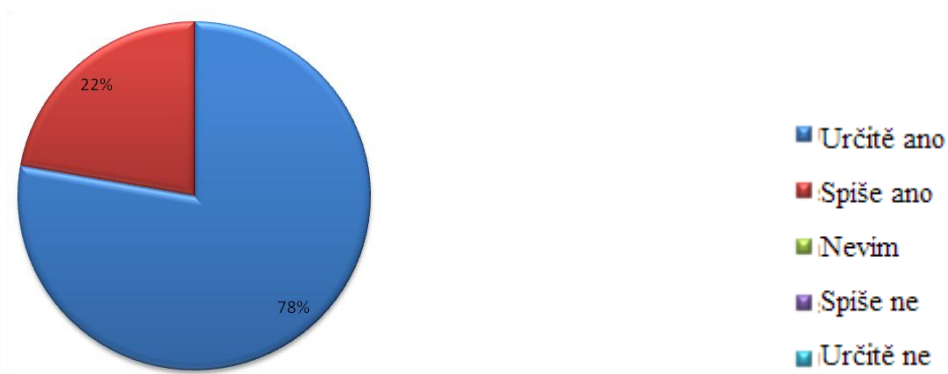
Dotazník se zaměřil na očekávání studentů tak, aby byla porovnána se stávajícím stavem výuky a na to, jak by výstupy této práce byly oceněny při studiu, viz dotazník v příloze A-1). Pro zobrazení byly vybrány grafy k otázkám, ze kterých vyplývají nejdůležitější informace.



Obrázek 2-1: Graf odpovědí na otázku „Zajímáte se ve volném čase o LPZ?“.



Obrázek 2-2: graf odpovědí na otázce „Zaujal by vás studentský portál, který by byl zaměřený na informace spojené s Lékařskými přístroji?“.



Obrázek 2-3: Graf k otázce „Myslíte si, že cvičení nebo měření s přístroji, které se používají v běžné praxi, by napomohlo při výkonu vašeho budoucího povolání?“.

Z výzkumu vyplývá, že studenti prvního ročníku se ve volném čase novinkám a přístrojové technice nevěnují z vlastní vůle. (Viz Obrázek 2-1). Z další otázky vychází, že internetový portál by jejich zájem potencionálně zvýšil a že by jim pomohl při výuce. (Viz Obrázek 2-2).

Studenti zároveň doufají, že mimo dobře dostupných informací pro studium, budou mít při hodinách možnost pracovat nebo cvičit na přístrojích, které se využívají v praxi. Většina studentů je toho názoru, že větší míra samostatné práce s přístroji jim pomůže při vykonávání budoucího povolání. Výsledky dokumentuje Obrázek 2-3.

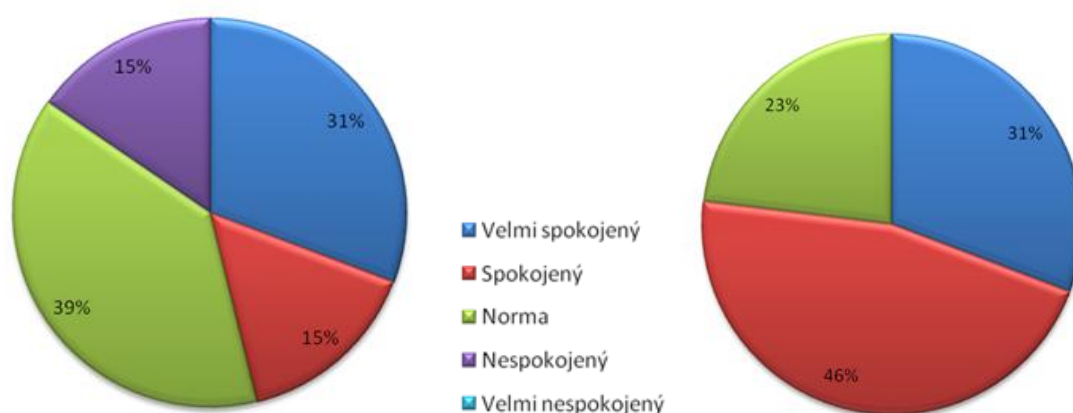
V poslední otázce byla studentům navržena škála možností náplně praktických hodin, ze kterých měli vybrat ty kategorie, které by pro ně byly nejzajímavější:

- Zkoušení primární funkce přístrojů (zapojení EKG, EEG, ultrazvuku, atd.)
- Početní příklady vycházející z probrané látky na přednáškách
- Ověřování a ukázka funkčních principů jednotlivých přístrojů na přípravcích
- Samostatná semestrální práce
- Cvičení formou zkoušení probrané látky

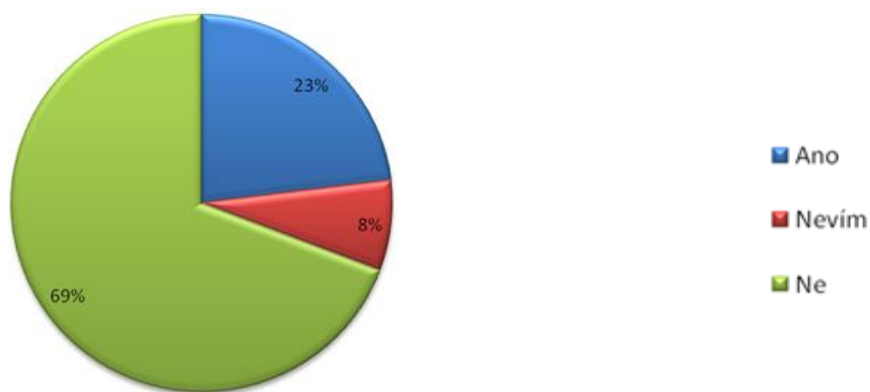
Z nabízených alternativ byl s největším zájmem přijat návrh ukázky a odzkoušení primární funkce přístrojů, a na druhém místě ověřování a ukázka funkčních principů. Ostatní odpovědi se vyskytovaly jen výjimečně.

### 2.1.2 Druhý a třetí ročník (skupina B)

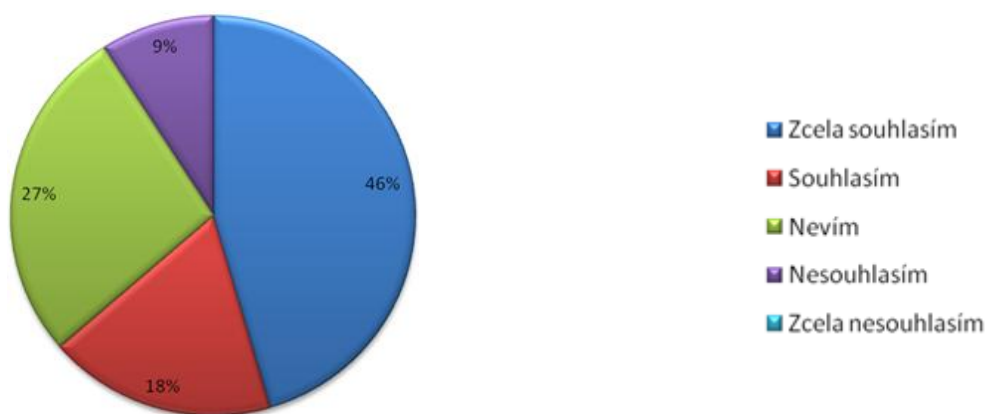
Studenti, kteří již předmět absolvovali, odpovídali na odlišnou sadu otázek, většinou zaměřených na kvalitu výuky, viz dotazník v příloze A-2). Z přiložených grafů vycházejí nejdůležitější informace z hlediska modifikace výuky.



Obrázek 2-4: Vlevo graf spokojenosti s náplní cvičení (průměr 2,4). Vpravo zobrazení rozdělení spokojenosti s výukou na teoretických hodinách (průměr 1,9).



Obrázek 2-5: Zobrazení odpovědí k otázce „Myslíte si, že přístroje, které škola pro výuku poskytuje, byly plně využity?“.



Obrázek 2-6: Graf hodnot odpovědi na otázku: „Byly pro předmět k dispozici materiály k samostudiu ve srozumitelné a přístupné formě?“.

Výuka je hodnocena vcelku kladně. Výkyv z kladných hodnocení byl zaznamenán u dotazu na náplň cvičení. Průměr odpovědí na škále od jedné do pěti, kde pět je nejhorší, byly odpovědi na kvalitu předmětu jako takového a kvalitu teoretických hodin v průměru  $p = 1,9$ . Náplň cvičení byla ohodnocena v průměru číslem 2,4 (Viz Obrázek 2-4), tedy o půl stupně hůře.

Na otázku, zda by studenti doplnili některé přístroje do výuky, byly vcelku negativní odpovědi. V případě kladné odpovědi byla v další doplňující otázce: „Které předměty byste přidali?“ vyplněna dvojice přístrojů MRI, CT. V následující otázce, která se týkala využití přístrojů, které škola nabízí, se většina dotázaných přiklonila k odpovědi, že přístroje nejsou využity v takovém spektru, jak by mohly. Problém v praktických hodinách tedy není s náplní, ale s nedostatečným využitím přístrojů, kterými jsou učebny vybaveny.

K otázce o dostupnosti materiálů pro výuku na škále od jedné do pěti byla průměrná odpověď  $p = 2$ . Na Obrázek 2-6 je rozložení odpovědí. Z hodnot vyplývá, že studenti byli od vyučujícího vcelku dobře poučeni, kde a jak si informace obstarat. Více než čtvrtina studentů s tvrzením nesouhlasí a myslí si, že informace by mohly být k dispozici v lepším formátu.

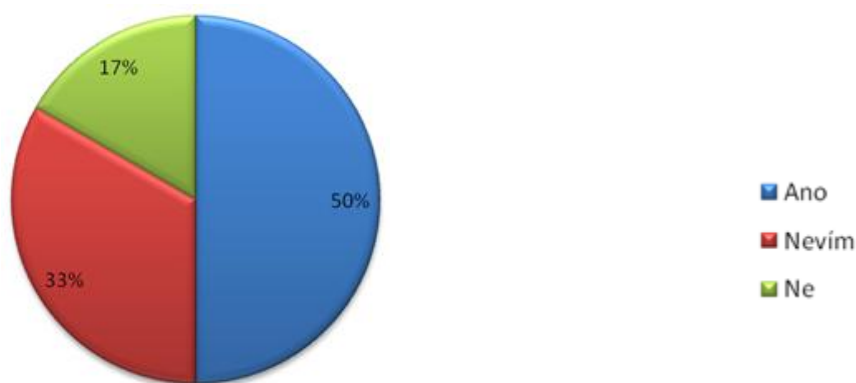
Z tohoto dotazníku vyplývá, že výuka je vedena kvalitně. V oblasti cvičení je z hodnot vidět slabší místo a nejhůře dopadl předmět v oblasti využití přístrojů, které jsou v laboratořích k dispozici. V tomto hledisku byly odpovědi studentů velmi negativní.

### 2.1.3 Absolventi (skupina C)

V poslední skupině bylo nejméně respondentů. Výsledky otázek směřovaných na kvalitu výuky se podobaly výsledkům dotazníku pro druhé a třetí ročníky, viz dotazník v příloze A-3). V grafech níže jsou zobrazeny nejdůležitější výsledky výzkumných otázek.



Obrázek 2-7: Porovnání hodnocení spokojenosti s výukou na teoretických (vlevo) a praktických (vpravo) hodinách.



Obrázek 2-8: Rozložení odpovědí na otázku: „Doplnil/a byste některé přístroje, nebo zařízení do výuky předmětu?“

Výuka celkově a teoretické hodiny byly hodnoceny kladně. Praktická výuka měla spíše průměrné hodnocení. Ve srovnání se průměrné hodnoty liší o půl stupně škály, což je srovnatelné s odpověďmi z dotazníku pro druhé a třetí ročníky. Další otázky se týkaly náplně předmětu.

Polovina respondentů by předmět doplnila různými zařízeními, viz Obrázek 2-8. V odpovědích se vyskytovaly: autoklávy, laminární boxy a připomínka na detailnější probrání elektrotechniky přístrojů. Druhá polovina nevěděla, nebo měla zápornou odpověď. U další otázky ohledně využitelnosti informací pro praxi, nebo pro navazující studium se všichni dotázaní shodli, že jsou jednoznačně přínosné. Poslední otázkou o případném zájmu o internetový portál byla na škále od jedné do pěti průměrně ohodnocena jeho přínosnost na hladině  $p = 1,66$ , kde jedna bylo nejlepší a pět nejhorší hodnocení. Tedy vcelku kladně.

## 2.2 Shrnutí výsledků

Z výše uvedených údajů vyplývá, že výuka je vedena dobře, cílem této práce je, aby bylo větší procento spokojených studentů. Nejslabším článkem jsou praktické hodiny, při kterých chybí dostatečné seznámení s funkcí přístrojů. Studenti si ve svých odpovědích stěžovali, že většina zdravotnické techniky v učebně není využita dostatečným způsobem. Zároveň by si představovali samostatnější práci s přístroji. Stěžejním bodem tedy zůstává náplň cvičení z hlediska zprostředkování samostatné práce s přístroji a vysvětlení funkčních principů přístrojů.



### 3 Reakce na výsledky dotazníků

Na základě výsledků dotazníku, které přinesly informace o současném stavu výuky a požadavků studentů na průběh výuky bylo vytvořeno spektrum pracovních úloh, prezentací a animací. Ty studentům pomohou při výuce, k pochopení funkčních principů a přiblížení praktického využití přístrojové techniky. Vzhledem k zájmu studentů o přímou a samostatnou práci s přístroji se tato práce snaží vyjít vstříc jejím požadavkům laboratorními úlohami. Ke zpracování úloh bylo vybráno několik přístrojů vhodných z hlediska funkce a dosavadní nevyužitelnosti hodinách LPZ.

Z techniky dostupné v laboratořích UZS TUL, se nabízel ke zpracování flexibilní endoskop s popisem fyzikálního jevu šíření světla v optických vláknech a přípravkem na otestování funkčnosti endoskopu. Dále pak diagnostický ultrazvuk s úlohami na porovnání zobrazení předmětů různými sondami a test rozlišovací schopnosti přístrojů. A nakonec měření parametrů dýchacích cest pomocí spirometru s úlohami na názorné zobrazení jednotlivých spirometrických křivek.

V kapitolách 4, 5 a 6 jsou jednotlivé problematiky rozebrány a navrhnuty konečné podoby laboratorních úloh. Součástí práce jsou také prezentace k jednotlivým přístrojům a fyzikálním zákonům s nimi spjatými. Dále práce na výsledky dotazníku reaguje internetovým portálem, obsahujícím informace o zdravotnické technice, kterou se tato práce zabývá a který slouží ke sdílení prezentací a laboratorních úloh mezi studenty.

## 4 Endoskopie

Endoskop je moderní medicínální nástroj používaný k diagnostice, prevenci a léčbě širokého spektra onemocnění. Významný technologický pokrok posledních desetiletí umožnil jednotlivým odvětvím endoskopie výrazně rozšířit pole působnosti v praktické medicíně. Postupem času se endoskop, díky stále nižším cenám přístroje a spektru využitelnosti, stal nedílnou součástí výbavy operačních sálů a vyšetřoven dnešních moderních nemocničních zařízení. Endoskopy se obecně dělí, na dva základní druhy: rigidní a flexibilní. Tato práce se věnuje především funkčním principům, užívaných u flexibilního endoskopu. Oblast použitelnosti endoskopu je natolik široká, že byla postupem času vytríděna jednotlivá specializovaná pracoviště, kde je diagnostikována nebo léčena celá škála nemocí. A to především v oblastech gynekologie, urologie, gastroenterologie a interních oborů.

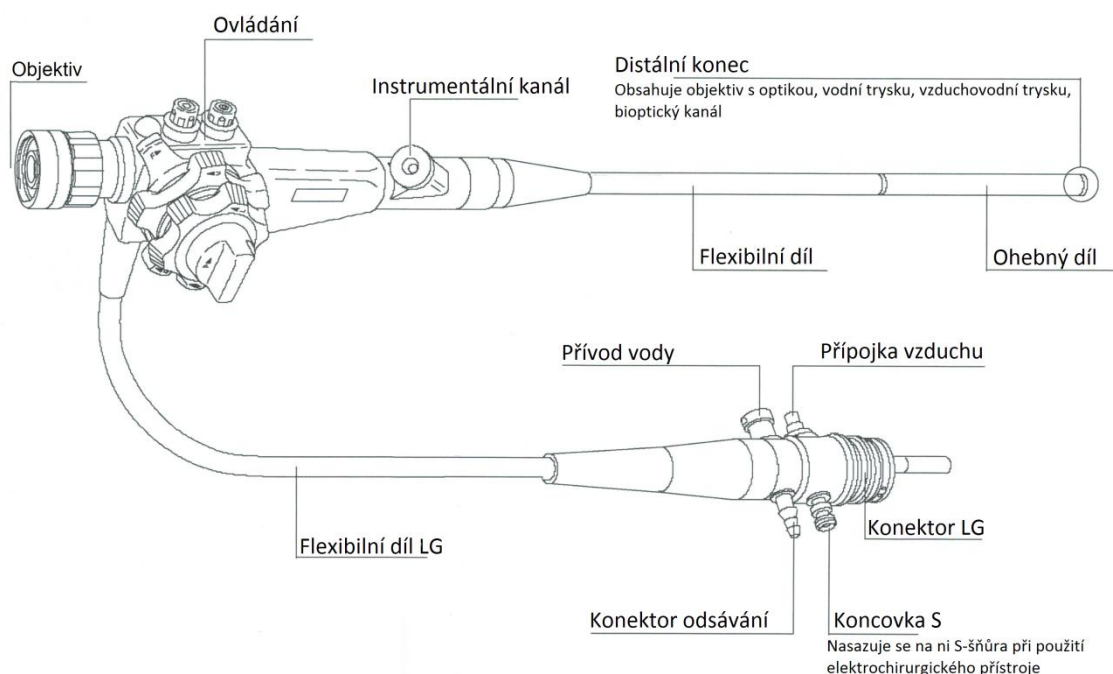
Endoskop umožňuje zobrazit minimálně invazivní cestou tkáň vnitřních orgánů, zejména trávicího traktu a dutiny břišní. Zobrazení je provedeno skrze přirozené otvory lidského těla (orálně, rektálně, uretrou, atd.), nebo za využití operačních vstupů provedených při chirurgickém zákroku. Toto přispělo k vyvinutí minimálně invazivních chirurgických zákroků v oblasti peritoneální dutiny. Druhou oblastí využití je prevence nádorů, zánětů, vrozených vad a jiných onemocnění nejen zažívacího traktu, ale i porodních cest u žen, až po kompletní vyšetření vylučovacího ústrojí. (1)

### 4.1 Popis flexibilního endoskopu

V této kapitole jsou rozebrány jednotlivé části endoskopu a jejich hlavní funkční principy. Hlavní komponenty jsou demonstrovány na flexibilním endoskopu horního gastrointestinálního traktu (jícen, žaludek, duodenum) viz Obrázek 4-1.

Základním komponentem endoskopu je ovládací hlavice, která obsahuje madlo k uchopení, objektiv, ovládací prvky (mechanický pohyb, ovládání kamery, spouštění odsávání a proplachu) a ústí instrumentálního kanálu. Hlavice se postupně zužuje a z jejího konce vychází flexibilní zaváděcí díl, který obsahuje dva svazky optických vláken – jeden pro vedení obrazu, druhý pro přívod světla, široký instrumentální kanál sloužící například k odběru tkáně, přívod a odvod vody a vzduchu a ovládací dráty pro natočení distálního ohebného konce. Ten se skládá z osvětlovací a zobrazovací optiky, která přizpůsobuje odražené světlo optickému vláknu nebo detektoru tak, aby byl snímek kvalitně zobrazen. Dále zakončení ovládacích drátů a vyústění instrumentálního kanálu, odsávání a přívodu vody.

K hlavici endoskopu je kolmo připojen druhý kabel, který vede jednotlivé struktury flexibilní části k jejich příslušným ovládacím prvkům. Tedy osvětlení, zobrazovací kamera připojená k monitoru, vývěva na odsávání a čerpadlo pro výplach. Základním fyzikálním principem, který endoskop využívá a kterému bude věnovat tato práce pozornost, je zákon lomu a odrazu a vlastnosti optických přenosových cest celkově. Tato problematika bude diskutována v podkapitole 4.2.



**Obrázek 4-1:** Schematické zobrazení součástí endoskopu s popisem jednotlivých součástí. (2)

## 4.2 Optické přenosové cesty

### 4.2.1 Fyzikální princip

Základem přenosové cesty je samotné optické vlákno, viz Obrázek 4-3, které se skládá ze dvou základních válcových symetrických částí. Obě jsou tvořeny transparentním disperzním materiálem (z pravidla sklo). Vnitřní válec (jádro) má průměr od 3 (u jednovidových) do 50 (u vícevidových)  $\mu\text{m}$  a index lomu materiálu  $n_1$  (ten je obecně funkcí radiální souřadnice  $r$ ). Vnější válec (plášť) o průměru zpravidla 125  $\mu\text{m}$  má index lomu  $n_2$ . Pro vlastnosti materiálů pláště a jádra platí následující vzorec:

$$n_1(r) > n_2 \quad [4-1]$$

Tato podmínka musí být zachována kvůli Snellovu zákonu úplného (totálního) odrazu, který je podmínkou pro šíření světla v optickém vlákne. Zákon odrazu říká, že pokud se světlo šíří z opticky hustšího prostředí pod úhlem  $\alpha_2$  do opticky řidšího dochází k takzvanému lomu od kolmice pod úhlem  $\alpha_2'$  neboli úhel  $\alpha_2'$  je větší než  $\alpha_2$ . Šíří-li se světlo naopak z opticky řidšího prostředí do opticky hustšího, nastává přesně opačná situace, tedy že úhel  $\alpha_1$  je větší než  $\alpha_1'$ , viz Obrázek 4-2. Výše zmíněné je dokázáno vzorcem:

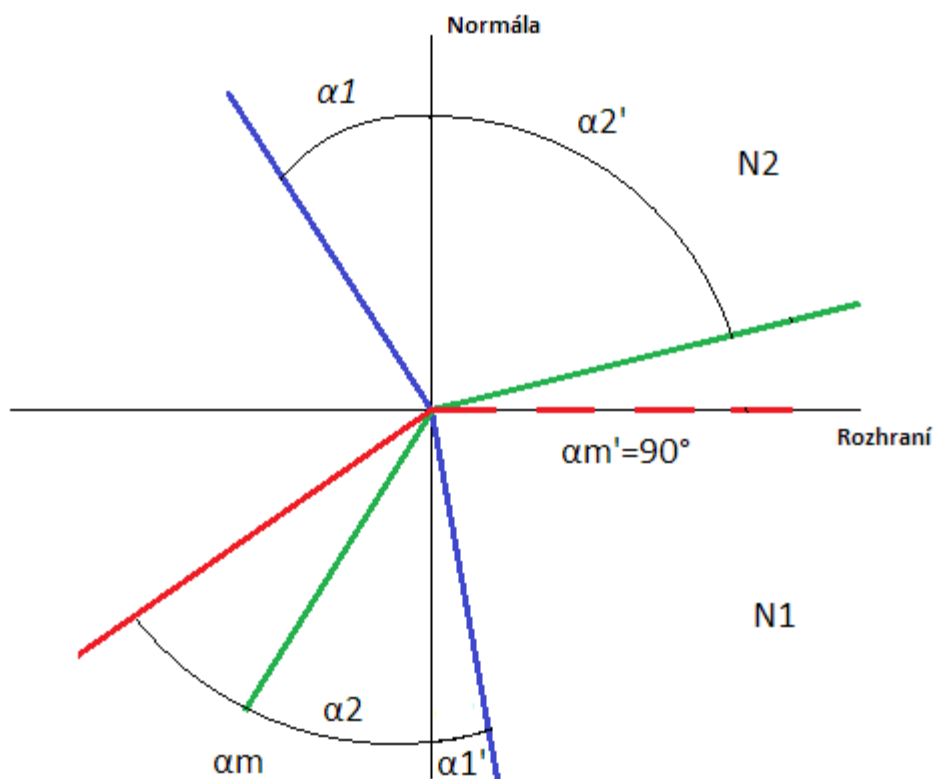
$$\sin \alpha_2' \cdot n_1 = \sin \alpha_2 \cdot n_2 \quad [4-2]$$

Kde  $\alpha$  je úhel paprsku a  $n$  je index lomu. Mezní úhel získáme výpočtem a to tak, že za  $\alpha_2'$  dosadíme úhel  $90^\circ$  tedy úhel totálního odrazu. Sinus devadesáti stupňů je jedna a ze vzorce 3.2 tedy dostaneme následující:

$$\sin \alpha_2 \cdot n_2 = n_1 \quad [4-3]$$

$$\sin \alpha_2 = \frac{n_1}{n_2}$$

Proměnnou  $\alpha_2$  můžeme nahradit proměnnou  $\alpha_m$  neboli mezním úhlem. Vyjádřením této proměnné dostaneme mezní úhel vstupu paprsku do druhého prostředí, při kterém již dojde k úplnému odrazu. Z výše uvedeného vyplývá, že mezní úhel je zcela závislý na vlastnostech prostředí a dá se tak jednoduše ovlivnit správnou volbou materiálu.

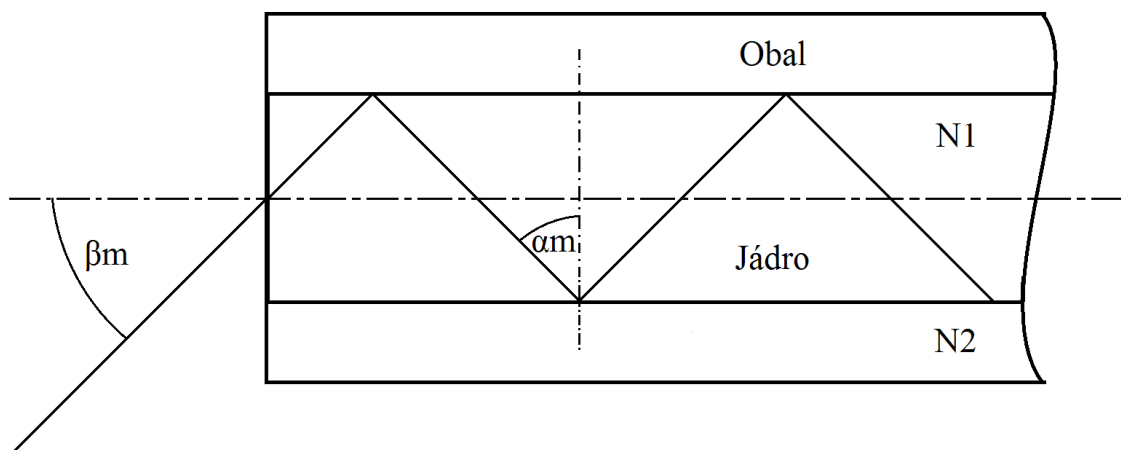


Obrázek 4-2: Snellův zákon lomu a totálního odrazu.

Optické vlákno je tedy navrženo tak, aby svými vlastnostmi splňovalo výše zmíněné podmínky, které umožňují šíření rovinných světelných vln ve směru vyjádřeném optickým paprskem (3 str. 12). Tímto je dán celkový mezní úhel vln, které vlákno pojme a dále povede vláknem. Je to, zjednodušeně řečeno, zorný úhel optického vlákna. Tato veličina se ve vláknové optice jmenuje numerická apertura. Numerická apertura tedy definuje množinu paprsků, které vstupují do vlákna pod úhlem  $\beta_m$  a menším vůči ose vlákna, a ještě tak vyvolají v optickém vlákně dokonalý (totální) odraz a splní tedy podmínku pro šíření světla ve vlákně, viz Obrázek 4-3. Známe-li vlastnosti optického vlákna (index lomu jádra  $n_1$  a obalu  $n_2$ ), dá se jednoduše podle vzorce 3.4 vypočítat hodnota numerické apertury pro dané vlákno.

$$NA = \sin \beta_m = \frac{\sqrt{n_1^2 - n_2^2}}{n_0} \quad [4-4]$$

Ve vzorci nesmíme opomenout, že paprsek vstupuje do vlákna z prostředí, které nemá hodnotu indexu lomu rovnou 1, a je tedy nezbytné uvažovat index lomu vnějšího prostředí  $n_0$ .



Obrázek 4-3: Mezní úhly v optickém vlákně

#### 4.2.2 Rozdělení optických vláken

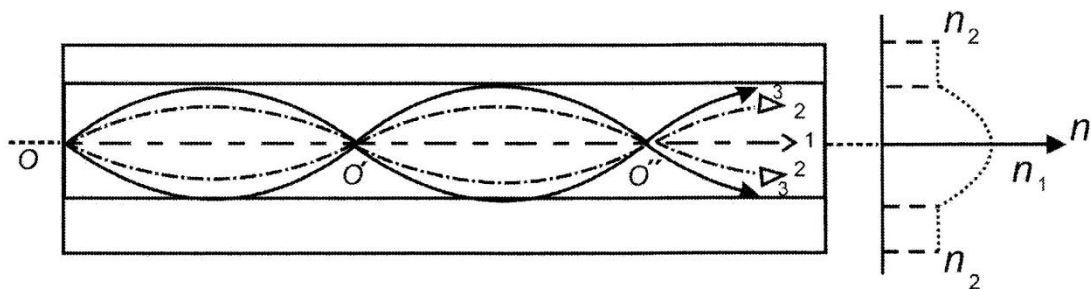
Optická vlákna můžeme rozdělit podle dvou parametrů podle charakteru změny indexu lomu a podle počtu vedených vidů.

##### *a) Vlákná se skokovou změnou indexu lomu*

U vláken, která používají skokovou změnu indexu lomu mezi jádrem a pláštěm, se paprsky šíří dále se řící s trojúhelníkovým průběhem jak je tomu na Obrázek 4-3. Úhel, pod kterým se paprsek odrazí, se poměrně významně liší podle toho, pod jakým úhlem se paprsek do optického vlákna naváže. Z toho vyplývá, že různým úhlům navázání odpovídá různá doba přenosu vláknem. Jednotlivé paprsky, které se šíří vláknem, se nazývají vidy.

##### *b) Vlákná s gradientní změnou indexu lomu*

Tato vlákna jsou vyráběna speciálně tak, aby index lomu ve směru od osy jádra k jeho okraji klesal (ne však pod hodnotu indexu lomu obalu), paprsek se v něm pak neláme pod ostrým úhlem, ale dochází k pozvolnému ohybu a šíření paprsku by se dalo popsat harmonickou funkcí, viz Obrázek 4-4. Při takovémto šíření vzniká mnohonásobně menší rozdíl maxim doby šíření paprsku.



Obrázek 4-4: Gradientní rozložení indexu lomu v optickém vlákně. (3 str. 14)

Dále se optická vlákna dělí podle průměru jádra na jednovidová (single mode - SM) a vícevidová (multi mode - MM), jejichž použití se liší podle funkce v praktické úloze.

### c) Jednovidová vlákna

Jednovidová vlákna se vyznačují malým průměrem jádra (3-10  $\mu\text{m}$ ), což na jednu stranu snižuje numerickou aperturu a omezuje frekvenční spektrum, ale na straně druhé je díky většímu úhlu odrazu rychlejší přenos a menší vidová disperze (což je časové rozostření přenášených signálů díky různým úhlům odrazu ve vlákně, viz kapitola 4.2.4f)). Šíření světla se v případě jednovidových vláken nedá, na rozdíl od vícevidových, vyjádřit geometrickou optikou. Při světlosti jádra jen několikrát větší než je vlnová délka šířícího se paprsku, musíme uvažovat světlo ne partikulárně, ale jako elektromagnetické vlnění. Jednovidová vlákna jsou úmyslně vytvořena tak, aby se jimi šířil jen jeden paprsek světla (mód). Počet módů šířících se vláknem se vypočítává pomocí Mahelových rovnic a vlastnostmi rozhraní mezi jádrem a obalem. Mód definuje oblast v prostoru, kudy se vlna světla šíří, neboli jak je v prostoru rozložena. V jednom módu se nemůžou vyskytovat dvě vlny shodných vlastností, ale je možné, aby se jedním módem šířilo dvě a více vln různých frekvencí. Tyto vlastnosti zaručují, že jednovidové vlákno povede světlo pouze jedním módem a povede tedy jen jeden paprsek světla. (3)

### d) Vícevidová vlákna

Vícevidová vlákna mají větší průměr jádra ( $\sim 50 \mu\text{m}$ ), s čímž souvisí větší numerická apertura a širší frekvenční spektrum přenášeného světla. Větší časové rozostření však snižuje jejich přenosovou kapacitu a menší úhel odrazu snižuje rychlost vedení. Šíření světla u nich lze popsat geometrickou optikou a nemusí se uvažovat o vlnových vlastnostech světla.

### 4.2.3 Základní vlastnosti optických vláken

V této kapitole jsou diskutovány základní vlastnosti optických vláken, které jsou nezbytné pro pochopení jevu přenosu světla optickým vláknem. Tyto veličiny vzájemně závisí a ovlivňují se podle několika základních vztahů.

- Rozměry a poloměr vlákna.
- Index lomu jádra  $n_1$  a obalu  $n_2$ .
- Normalizovaná frekvence  $V$ .
- Počet vedených vidů  $M$ .
- Numerická apertura.
- Útlum  $\alpha$  ( $\lambda$ ).
- Kritický poloměr ohybu  $R_c$ .

Počet vedených vidů  $M$  udává schopnost vlákna vést světlo. Tato veličina je určena primárními vlastnostmi vlákna a vlnovou délkou šířícího se světla, ze kterých se nejprve vypočítává bezrozměrná konstanta zvaná normalizovaná frekvence  $V$  podle vzorce:

$$V = \frac{2\pi a}{\lambda} NA \quad [4-5]$$

Z této konstanty se následně vyjádří výše zmíněný počet vedených vidů  $M$ :

$$M = \frac{V^2}{2} \quad [4-6]$$

Dále je nerovností  $V < 2,045$  dána podmínka vedení alespoň jednoho příčného vidu. (3 str. 19) Ze vzorců 3-6 a 3-5 vyplývá závislost šíření světla ve vlákně na jeho výrobních parametrech a druhu navázaného paprsku. Pomocí těchto vzorců se tedy dá jednoduše odvodit, jak kvalitně a zdali vůbec dané optické vlákno povede světlo určitých vlnových délek. (3)

### 4.2.4 Ztráty v optických přenosových cestách

Důležitým faktorem v kvalitě přenosu světla jsou různé přenosové ztráty tvořené následujícími jevy:

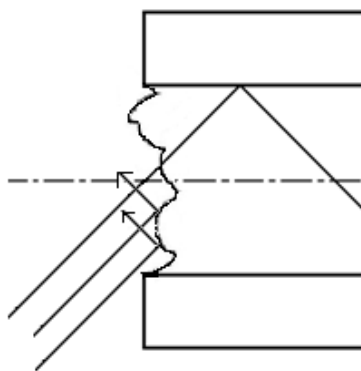
- Difúzní odraz v optických přenosových cestách.
- Absorpce v optickém vlákně.
- Disperze v optických přenosových cestách.
- Fresnelův odraz.



- Rayleighův rozptyl.
- Ztráty v optických spojkách.
- Ohyb vlákna.

#### ***a) Difúzní odraz v optických přenosových cestách***

Je způsoben nedokonalou rovinnou vstupní plochou vlákna, na které dochází k nedokonalému navázání paprsků do vlákna. Dochází na něm k rozptýlení paprsků do různých směrů a k zalomení paprsků do vlákna pod úhlem, který je větší, než dovoluje numerická apertura daného vlákna. (Viz Obrázek 4-5).



**Obrázek 4-5: Difúzní rozptyl na rozhraní vlákno-vzduch**

#### ***b) Ztráty v optických spojkách***

S difúzním rozptylem se mezi ztráty na rozhraní vláken řadí i ztráty při navazování dvou optických vláken. Jsou to výlučně výrobní vady způsobené nedokonalým slícováním vláken. Je několik druhů takovýchto vad: napojení pod špatným úhlem, vzduchová mezera mezi čely vláken, nesouosost a různý průměr vlákna.

#### ***c) Absorpce v optickém vlákně***

Materiál pro výrobu optických vláken se vyznačuje takzvanou čtyřdevítkovou čistotou, sklo je tedy z 99,9999 % homogenní. Zbylé částičky ovlivňují hlavně na dlouhých vzdálenostech přenášenou informaci. Pro různé vlnové délky paprsku je různá míra pohlcení světelného toku. K rozpoznání nejlepších vlastností se určuje takzvaná absorpční charakteristika vlákna. Tento útlum se měří v dB/km.

#### ***d) Rayleighův rozptyl***

Nehomogenita materiálů se týká i tohoto druhu ztrát, pokud dojde k odražení paprsku od nečistoty, může dopadnout na rozhraní pod menším než mezním úhlem, nebo se dokonce začít šířit v opačném směru.

#### ***e) Fresnelův odraz***

Díky nečistotám na výstupu vlákna a při každém lomu paprsku se malá část energie odrazí a šíří se zpět ke zdroji světla. Tato hodnota se vyjadřuje v procentech podle vztahu:

$$R = \frac{\left(\frac{n_2}{n_1} - 1\right)^2}{\left(\frac{n_2}{n_1} + 1\right)^2} \cdot 100 \quad [4-7]$$

#### ***f) Disperze v optických přenosových cestách***

Disperze je rozptyl světelných paprsků. Disperze ve vláknové optice se dělí na dva druhy. První je chromatická disperze, ke které dochází při vedení světla s širším spektrem. Při lomu paprsku bílého světla (který můžeme rozdělit na nekonečně mnoho paprsků různých vlnových délek) dochází k různě velkému zalomení jednotlivých paprsků daných vlnových délek, protože různá vlnová délka znamená různou rychlost šíření prostředím podle:  $\lambda = c/f$ . Různé vlnové délky tedy projdou vláknem za různý čas – dojde tedy k disperzi informace. Druhou je disperze vidová. K té dochází zejména u vícevidových vláken, u kterých se do vlákna mohou navázat paprsky pod mnohými úhly, následná dráha paprsků vláknem se liší, což má za následek různý čas průchodu vláknem a následně disperzi signálu.

#### ***g) Ohyb vlákna***

Při příliš velkém ohybu vlákna může dojít, jednak k mechanickému poškození struktury vlákna, nebo k relativní změně úhlu šíření podélného vlnění. Ohnutí vlákna přes danou mez způsobí nevratné změny ve vlákně, a je tím částečně nebo zcela přerušeno vedení. Při ohybu pod úhlem, který ještě nezpůsobí trvalé poškození, je problém v úhlu, pod kterým paprsek dopadne na rozhraní materiálů. Je-li úhel větší než mezní  $R_{krit}$ , nedojde k dokonalému odrazu, ale paprsek se naváže do obalu, a tím se zcela ztlumí. Hodnoty kritických odporů se vypočítávají z experimentálně odvozených vzorců, které berou v potaz vlnové délky vedeného paprsku a indexů lomu jádra a obalu. Ohnutím vlákna se tedy dá dosáhnout úplného přerušení ve vedení. (3)

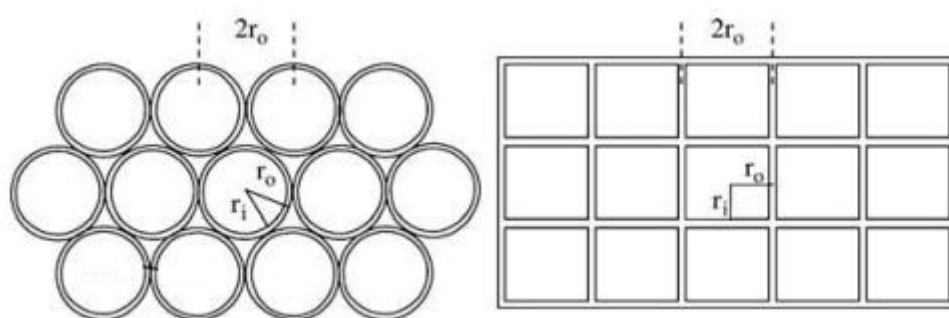
#### 4.2.5 Optická vlákna pro endoskopii

Ve flexibilních endoskopech jsou běžně používány dva typy vláken. Prvním typem jsou vícevidová neuspořádaná vlákna pro přivedení osvětlovacího paprsku na distální konec endoskopu. Světlo se odrazí od struktur v dané dutině a je vedeno druhým svazkem uspořádaných vícevidových vláken, která zachovávají intenzitu a barvu světla a vedou ji zpět k CCD snímači.

Jednotlivá vlákna o průměru jádra kolem pěti mikrometrů jsou uspořádána do pravidelných soustředných šestiúhelníků sbíhajících se kolem středového vlákna. Pro zachování informace musí vlákna na začátku a na konci zachovávat svou souřadnici ve svazku. Proto jsou na distálním a proximálním konci svázána do koherentního svazku a v průběhu vlákna jsou ponechána volně pro zachování větší flexibility. Celkový počet zobrazovaných vláken  $M_v$ , který následně definuje rozlišení výsledného obrazu, je dán vztahem:

$$M_v = 1 + \sum_{k=0}^m 6k \quad [4-8]$$

kde  $m$  je počet soustředných šestiúhelníků. Následné přenesení hodnot z vlákna na CCD senzor je znázorněno na Obrázek 4-6. Díky mikroskopickým mezerám mezi jednotlivými vlákny svazku a nezanedbatelné tloušťce obalu jádra je mezi jednotlivými obrazovými body vynechaný prostor, který snižuje přenos světla přibližně o 30 %. Další ztráty přenosu vznikají na CCD snímači, jehož jednotlivé snímací body od sebe jsou odděleny malou necitlivou mezírkou. Obě nedokonalosti jsou vidět na Obrázek 4-6.



Obrázek 4-6: Vlevo hexagonální uspořádání svazku vláken. Vpravo struktura snímacího pole CCD snímače (1 str. 328)

### **4.3 Endoskop z hlediska biomedicínského technika**

Pro biomedicínského technika je důležité znát základní princip funkce jednotlivých přístrojů. Vědět, že přístroj je klasifikován jako skupina IIa podle zákona 123/2000 Sb. Znat intervaly, ve kterých je na přístroji nutno vykonat bezpečnostní technickou kontrolu (BTK) podle zákona 123/2000 Sb. Tento interval je pro flexibilní endoskop jeden rok. V práci je vytyčena oblast informací, kterou by studenti měli o přístroji znát. Tyto informace jsou studentům zprostředkovány pomocí internetového portálu, který nabízí prezentace a animace o světlo-vodivých materiálech.

### **4.4 Laboratorní úloha**

V rámci laboratorní úlohy na cvičení si studenti mohou vyzkoušet zapojení reálného endoskopu a všech jeho součástí. Zobrazit obrazový výstup na monitor a vyzkoušet změnu kvality obrazu v závislosti na ohybu endoskopu a změně osvětlení. K testování byl sestrojen jednoduchý testovací fantom, do kterého budou studenti endoskop moci vložit a rozpoznávat v něm drobné předměty. Vypracované zadání úlohy, viz příloha B-úloha 1).

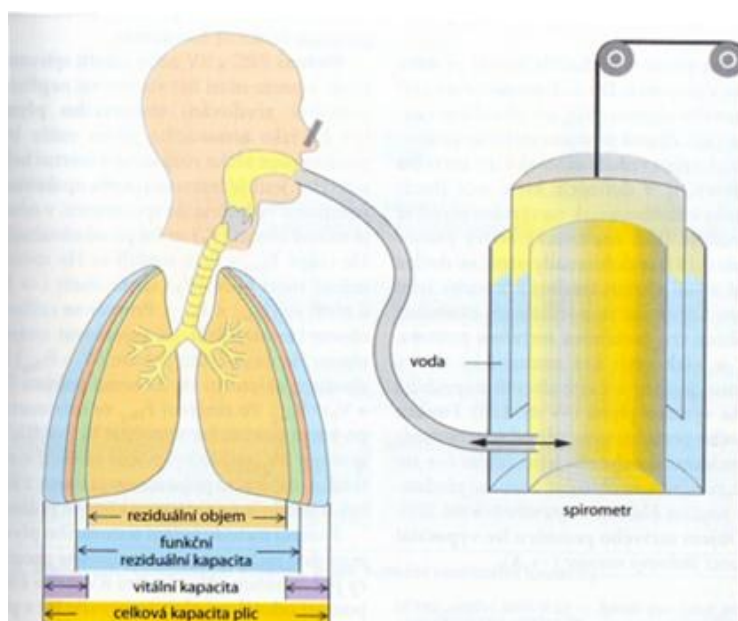
## 5 Spirometrie

Spirometrie je diagnostickým vyšetřením plic, které se řadí mezi funkční pulmonální testy. Pomocí tohoto vyšetření se získávají informace o výměně objemů plynů při zevním dýchání. Zevní dýchání lze rozdělit na ventilaci (výměna), distribuci (rozdělení) a difúzi (rozptýlení).

### 5.1 Funkční pneumonální vyšetření

Název spirometrie je z historického hlediska spíše vázaný na měření statických plicních parametrů pomocí zvonu, do kterého byl vyveden vývod dýchacího ústrojí pacienta. Následným vydechováním a nadechováním se měnil její objem, který byl zaznamenáván na papír v závislosti na čase. Tato metoda byla nahrazena měřením průtoků ventilovaných plynů, metodou nazývanou pneumotachografie. Termín spirometrie se však zachovává a tuto metodu pod sebe sdružuje. Dále v práci tedy bude zmiňována pouze jako spirometrie.

Spirometrie vyhodnocuje kvalitu plic pomocí grafu závislosti, vydechovaného objemu plynu na čase (čas/objem – statické parametry), anebo pomocí závislosti průtoku na objemu (objem/průtok – dynamické parametry). Výsledky tohoto vyšetření umožňují vyhodnocení různých funkčních parametrů plic a určení správné diagnózy pacienta z hlediska restriktivních, obstrukčních a dalších pulmonálních poruch. (4)



Obrázek 5-1: Schematické zobrazení spirometru, v současnosti nahrazeno pneumotachografy. (5 str. 113)

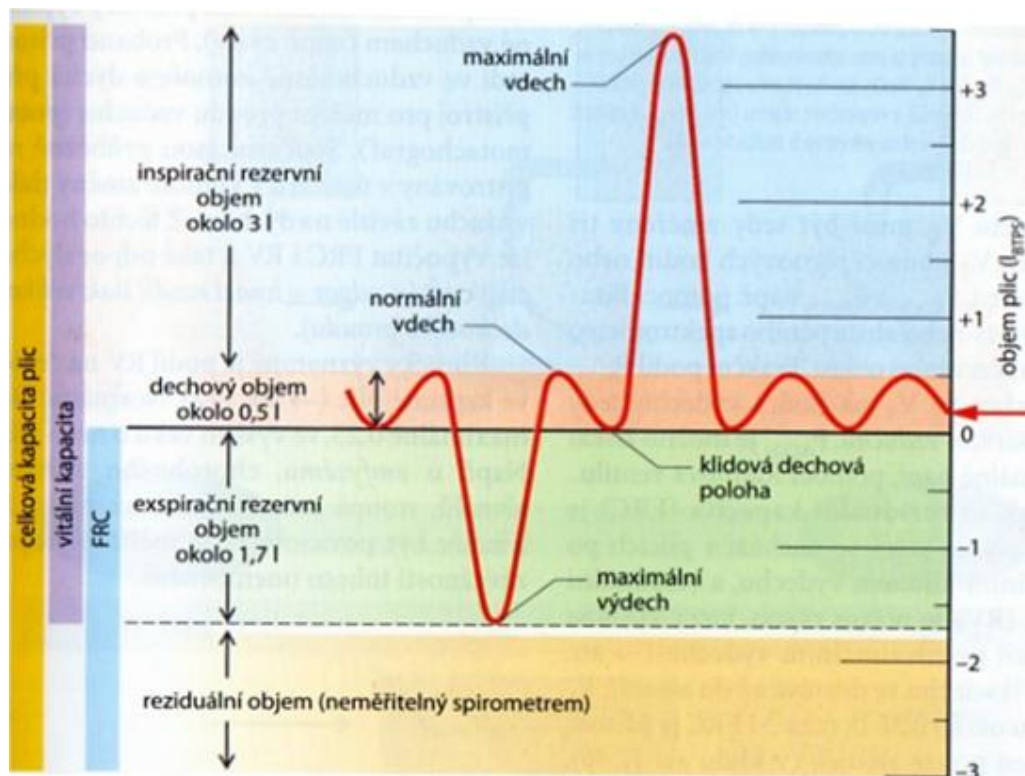
### 5.1.1 Měření dechových parametrů

Parametry plicní funkce, které jsou zaznamenávány pomocí spirometru, se dělí na objemy a kapacity plynů. Z hlediska závislosti těchto parametrů na čase je lze rozdělit na statické a dynamické.

#### *a) Statické dechové objemy a kapacity*

Statické dechové objemy plic jsou parametry vyjadřující objem plynu v plicích při daných dechových polohách. Dělí se na objemy a kapacity, přičemž kapacita je součtem dvou a více objemů. Základním parametrem, od kterého se odvozují níže zmíněné objemy a kapacity, se nazývá **klidová dechová poloha** a nastává po normálním klidném výdechu. (6)

- **Dechový objem** ( $TV$  ( $V_T$ ) – Tidal Volume) – je objem, který vdechneme do plic při klidovém normálním nádechu z klidové dechové polohy. (~0,5 l)
- **Inspirační rezervní objem** (IRV – Inspiratory Residual Volume) – je objem, který ještě můžeme vdechnout do plic nad rámec dechového objemu. (~3 l)
- **Expirační rezervní objem** (ERV – Expiratory Residual Volume) – je objem, který lze vydechnout z plic, po tom, co pacient dokončí klidový výdech, tedy objem mezi klidovou dechovou polohou a reziduálním objemem. (~1,7 l)
- **Reziduální objem** (RV – Residual Volume) – je objem, který v plicích zůstane po dokončení výdechu s vyvinutím úsilí. (~28% TLC)
- **Reziduální kapacita** (FRC – Function Residual Capacity) – je součet reziduálního objemu a expiračního rezervního objemu.  $FRC = RV + ERV$ .
- **Vitální kapacita** (VC – Vital Capacity) – je objem vzduchu, který se v plicích vymění nádechem a výdechem při vyvinutí úsilí. Je dán součtem  $VC = ERV + IRV + TV$ .
- **Inspirační kapacita** (IC – Inspiratory Capacity) – je objem vzduchu, který je pacient schopen vdechnout s úsilím po klidném výdechu. Je to součet dechového objemu a inspiračního rezervního objemu.  $IC = TV + IRV$ . (5)



Obrázek 5-2: Záznam plicního objemu v závislosti na čase, na kterém jsou znázorněny jednotlivé plicní objemy a kapacity. (5 str. 113)

### ***b) Dynamické dechové objemy***

Dynamické parametry jsou zobrazovány grafem závislosti objemu na čase. Většinou se jedná o usilovné vydechnutí vitální plicní kapacity, na které se měří časové okamžiky poklesu o daný objem.

- **Usilovná vitální kapacita** (FVC – Forced Vital Capacity) – je objem vzduchu, který pacient po maximálním nádechu s maximálním úsilím vydechne za jednotku času.
- **Jednosekundová vitální kapacita** (FEV<sub>1</sub> – Forced Expiratory Volume in one second) – je část usilovné vitální kapacity, kterou pacient vydechne za jednu sekundu. Tato kapacita se měří takzvaným Tiffeneauovým testem. Výsledky se udávají v jednotkách objemu, nebo v procentech Usilovné vitální kapacity.

- **Vrcholový výdechový průtok** (PEF – Peek Expiratory Flow) – maximální průtok během vynuceného expíria. S ním souvisí i Maximální výdechové průtoky (MEF – Maximum Expiratory Flow), které se měří jen pro určitou část vydechovaného objemu nejčastěji maximum pro 25, 50 a 75 % FVC
- **Střední nádechový průtok** (MIF50 – Midle Inspiratory Flow) – střední nádechový průtok měřený na úrovni 50 % nadechnuté FVC.
- **Vrcholový nádechový průtok** (PIF – Peek Inspiratory flow) – maximální průtok během vynuceného inspíria.
- **Df** – Dechová frekvence.
- **Minutová ventilace** (MV – Minute Ventilation) – součet klidových dechových objemů v jedné minutě.
- **Maximální minutová ventilace** (MVV – Maximal Voluntary Ventilation) – je maximální objem plynu, který je pacient schopen vyměnit v plicích za jednu minutu.
- **Dechová rezerva** (DR) – poměr minutové ventilace k maximální minutové ventilaci. (6) (5)

## 5.2 Spirometrické křivky

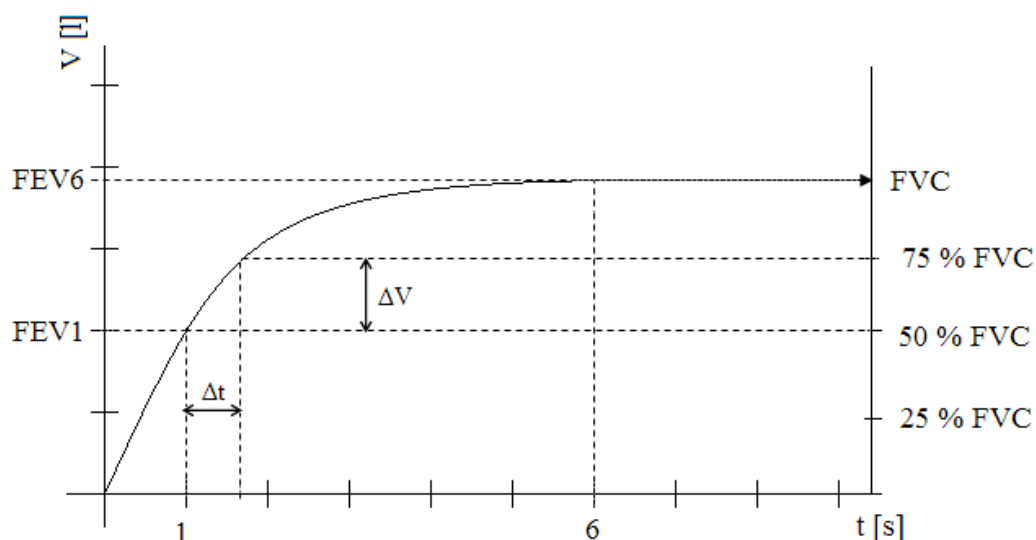
Výsledné hodnoty získané ze spirometrického vyšetření se zapisují do takzvaných spirometrických křivek (spirogramu). V praxi se používají dva základní druhy křivek. Závislost objemu na čase a průtoku na objemu. Jednotlivé křivky vypovídají o různých dechových parametrech. (6)

### 5.2.1 Křivka čas/objem

Křivka čas/objem zapisuje do souřadného systému závislost změny objemu v čase, touto křivkou se zobrazuje většina statických a několik dynamických parametrů. Jednotlivé parametry jsou zobrazeny na Obrázek 5-2 a Obrázek 5-3. Na křivce čas/objem lze znázornit následující dechové parametry:

- VT, ERV, IRV, VC, IC – statické parametry viz 5.1.1 a) str. 30.
- Df, MV, MMV, DR, FEV1 – dynamické parametry viz 5.1.1 b) str. 31.



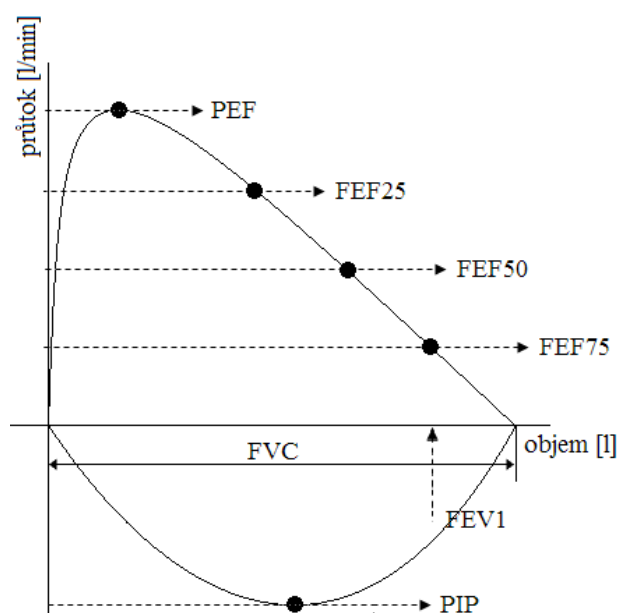


Obrázek 5-3: Zobrazení spirometrické křivky čas/objem při vyšetření vitální kapacity plic a forsírovaného výdechu.

### 5.2.2 Křivka objem/průtok

Křivka grafu závislosti změny průtoku na vydechnutém objemu je určena výhradně k zobrazení následných dynamických plicních parametrů.

- PEF, FEF, FEF1, MEF, PIF, FVC



Obrázek 5-4: Zobrazení grafu objem/průtok se znázorněním dynamických plicních parametrů

## 5.3 Spirometrické metody

Spirometrie je metoda měření průtoku dýchacích cest založená na měření objemového průtoku. Následnou integrací funkce průtoku podle času lze dopočítat objem dýchacího systému. Měření průtoku se provádí pomocí snímače nazývaného pneumotachograf. V současné době existuje několik metod měření, které jsou probrány v následujících podkapitolách. Jednotlivé metody měření podléhají normě ČSN EN ISO 5167-1.

### 5.3.1 Pneumotachograf s pneumatickým odporem

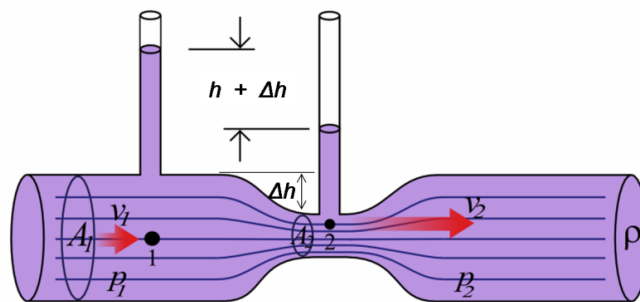
Tento druh měření využívá závislosti rychlosti na změně tlaku proudícího vzduchu před a za překážkou. Pro měření se využívají dva rozdílné principy, a to pneumotachografy Fleisch a Lilly. Lillyův princip využívá membrány z kovových sítěk se známou rezistencí a Fleischův princip je založen na paralelním umístění několika kapilár, které zvyšují odpor proudění. Jedná se o modifikace Venturiho principu, rozdílných tlaků tekutiny při průchodu otvorem se zúženým průsvitem, viz Obrázek 5-5. U pneumotachografu s pneumatickým odporem se využívá membrány, která propouští proudící vzduch jen částečně nebo zúžení průsvitu trubice. V obou případech dochází ke stejnému efektu. Tedy zvýší se rychlost šíření a poklesne tlak plynu. Pro rozdíl tlaků platí rovnice [5-1]. Pro průtok procházející trubicí platí rovnice [5-2]

$$p_1 - p_2 = \frac{\rho}{2} (v_2^2 - v_1^2) \quad [5-1]$$

$$Q = \frac{\Delta V}{\Delta t} = A_1 \cdot v_1 = A_2 \cdot v_2 \quad [5-2]$$

$$Q = A_1 \sqrt{\frac{2(p_1 - p_2)}{\rho \left[ \left( \frac{A_2}{A_1} \right)^2 - 1 \right]}} \quad [5-3]$$

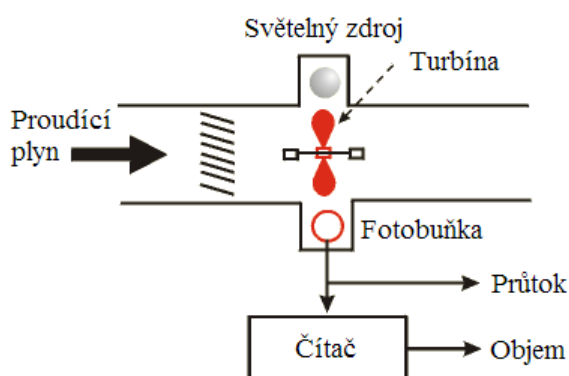
Z rovnic [5-1] a [5-2] vyjádříme výsledný průtok  $Q$  zobrazený v rovnici [5-3]. Z průtoku následně dopočítáme objem vzduchu.



Obrázek 5-5: Venturiho princip rozdílu tlaků při různé rychlosti šíření kapaliny.  
(7)

### 5.3.2 Pneumotachograf s turbínkou

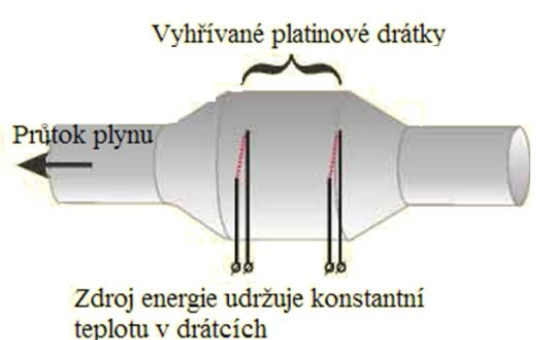
Další metoda měření objemu využívá měření rychlosti otáčení turbínky. Do trubice je ve směru proudění vydechovaného vzduchu umístěna turbínka, která se otáčí úměrně s rychlostí proudícího vzduchu. Ze získané rychlosti proudění vzduchu a znalosti světlosti trubice se získává průtok podle vzorce [5-2]. Měření otáček turbínky se měří zejména pomocí optické závory. Počet otáček je vyhodnocován řídicím prvkem optické závory a jsou přepočítávány na rychlost otáčení turbínky.



Obrázek 5-6: Schematické zobrazení funkčního principu turbínového pneumotachografu.

### 5.3.3 Pneumotachograf s vyhříváním anemometrem

Tento princip měření průtoku využívá dvojici nahříváných (platinových) drátků umístěných v tubusu spirometru. Tyto drátky jsou zpětnovazebním mechanismem udržovány na konstantní teplotě. Proud vzduchu drátky ochlazuje a musí jimi protéct větší množství proudu, aby je zahřálo zpět na danou regulovanou teplotu. Výchylka proudu je úměrná průtoku vzduchu trubicí. Dvojice drátků se využívá k určení směru proudu vzduchu trubicí. Směr se pozná podle časového zpoždění mezi výchylkami amplitud proudu jednotlivých drátků. Druhým principem je jednostranné zastínění drátků. Při průchodu plynu jedním, nebo druhým směrem se mění amplituda proudu vždy jen na jednom drátku.



Obrázek 5-7: Měření průtoku pomocí vyhříváného anemometru.

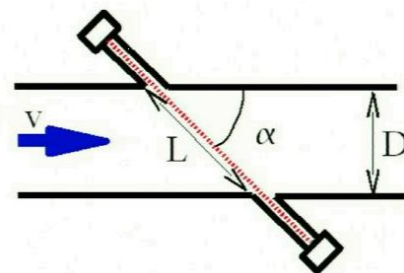
### 5.3.4 Ultrazvukové měření průtoku

Nejnovějším principem měření průtoku ve spirometrii je měření pomocí Dopplerova efektu ultrazvuku. Tato metoda má však své limity v obecném použití. Při šíření ultrazvukového vlnění průsvitem trubice, ve které proudí vzduch, dochází ke změně rychlosti prostupujícího vlnění. Tato změna je závislá na rychlosti prostupujícího vzduchu trubicí. Čas, který trvá přenesení vlny od vysílače k přijímači a v opačném směru, se vypočítá podle vzorců:

$$T_1 = \frac{L}{c+v \cdot \cos \alpha}; T_2 = \frac{L}{c-v \cdot \cos \alpha} \quad [5-4]$$

kde  $c$  je rychlost šíření ultrazvuku,  $v$  je rychlost proudícího vzduchu,  $\alpha$  je úhel, který svírá osa vysílač-přijímač s trubicí, viz Obrázek 5-8, a  $L$  je délka dráhy, kterou ultrazvuková vlna prochází. Z těchto dvou vzorců vyjádříme výslednou rychlost šíření:

$$v = \frac{\Delta f \cdot D}{2 \cdot \cos^2 \alpha} \quad [5-5]$$



Obrázek 5-8: Měření průtoku pomocí ultrazvuku s využitím Dopplerova jevu.

## 5.4 Spirometrie z hlediska BMT

Automatizační měřicí prvky jsou v medicíně velmi rozšířené. Od měření teploty až po měření invazivního tlaku se používá velké množství různých senzorů a měřidel. Pro biomedicínskou techniku je velmi důležité rozumět jednotlivým funkčním principům. Spirometrie využívá vzhledem k rozsahu své činnosti, celkem široké spektrum měřicích prvků, které byly popsány a vysvětleny v předešlých podkapitolách. Tento teoretický základ poslouží k výuce studentů jeho zpřístupněním na internetu. K tomu se studenti mohou podívat na prezentace jednotlivých měřicích principů a mají k dispozici zadání úloh na cvičení. Dále studenti musí vědět, že se jedná o přístroj kategorie IIa dle zákona 123/2000 Sb., a že pravidelné bezpečnostní kontroly se musejí provádět jednou ročně.

## 5.5 Laboratorní úlohy

V rámci cvičení studenti mohou využít připravených laboratorních úloh. Úlohy jsou k nahlédnutí v příloze B úloha 2 a 3. Pro účely výuky předmětu LPZ byly vytvořeny dvě úlohy na měření statických a dynamických parametrů pomocí spirometru ZAN 100, který je k dispozici v laboratoři UZS.

## 6 Diagnostický ultrazvuk

Diagnostický ultrazvuk se mimo jiných aplikací v průmyslu používá v medicíně k zobrazení vnitřních struktur lidského těla. Neinvasivita, jednoduchost, cena, rychlost a zobrazení v reálném čase, jsou hlavními výhodami této zobrazovací metody oproti magnetické rezonanci a tomografii. Na druhou stranu ultrazvuk oproti nim nemá dostatečné rozlišení, hloubku vniku a složitost vyhodnocování výsledných obrazů sebou nese nutnost dlouholeté praxe. Výsledkem této kapitoly je, vysvětlit základy ultrazvukového zobrazování a popsat testovací přípravky, které byly pro cvičení vytvořeny.

### 6.1 Vlnění

Frekvence harmonického pohybu popisuje rovnice:  $f=1/T$ . Další vlastností propagované vlny je úhlová rychlost  $\omega=2\pi f$ .

Z těchto základních znalostí lze vypočítat aktuální polohu bodu

$$u = U \cdot \sin[\omega \cdot (t - \frac{x}{c})] \quad [6-1]$$

Kde  $U$  je amplituda,  $t$  čas a  $\varphi$  fázový posuv. Derivací této rovnice podle času získáme akustickou rychlost šíření vlny:

$$v = \frac{du}{dt} = \omega \cdot U \cdot \cos(\omega \cdot t + \varphi) \quad [6-2]$$

Analogicky druhou derivací získáme zrychlení vlny:

$$a = \frac{dv}{dt} = \frac{d^2u}{dt^2} = -\omega^2 \cdot U \cdot \sin(\omega \cdot t + \varphi) \quad [6-3]$$

Tlakové účinky takto propagující vlny jsou určeny podle rovnice:

$$p = \omega \cdot U \cdot \rho \cdot c \quad [6-4]$$

Tyto rovnice platí obecně pro vlnění šířící se dokonalým homogenním prostředím, které neklade vlnění odpor a je dokonale elastické.

## 6.2 Ultrazvukové vlnění

Za ultrazvuk jsou považovány akustické vlny s frekvencí větší než 20 kHz, tedy frekvence neslyšitelné pro lidské ucho. Pro diagnostické účely se používají frekvence od 2,5 MHz do 20 MHz. Základním principem ultrazvuku je, že krátká ultrazvuková vlna je vyslána nehomogenním prostředím. Na jednotlivých rozhraních se vlna odráží a zpětně se detekuje. Z měření časového okamžiku, který mezi odesláním a přijetím uplynul, se dopočítávají vzdálenosti a velikosti jednotlivých objektů vystavených vlně.

### 6.2.1 Základní vztahy ultrazvukového vlnění

Akustické vlny se prostředím šíří tak, že svým silovým působením rozkmitají jednotlivé částice kolem jejich rovnovážných poloh. Částice jsou k sobě vázány silovými účinky, vychýlení jedné částice, tedy způsobí pohyb té další. Vlna tak v prostředí propaguje kmitavým harmonickým pohybem. Každé prostředí má tyto vazebné síly rozdílně veliké, z čehož vyplývá, že každé prostředí bude propagující vlně klást zcela jiný odpor. Odpor prostředí se vypočte z elasticity  $E$  (Youngův modul pružnosti v tahu [Pa]) a hustotě prostředí [ $\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$ ] podle rovnice 6-4. (8)

$$z = \sqrt{E \cdot \rho} = \rho \cdot c = \frac{p}{v} \quad [6-5]$$

Odpor prostředí lze vyjádřit také poměrem akustického tlaku  $p$  vůči akustické rychlosti  $v$ .

#### *a) Rychlost šíření*

Z odporu, které prostředí klade pronikající vlně, následně odvodíme rychlost šíření ultrazvukového vlnění:

$$c = \sqrt{\frac{E}{\rho}} \quad [6-6]$$

Různé rychlosti šíření jsou zobrazeny v Tabulka 6-1. Většina tkání v lidském těle má obdobnou rychlost šíření. Lze tedy tvrdit, že rychlost šíření měkkými tkáněmi je konstantní (1540 m/s) a můžeme pro výpočet vzdálenosti  $a$  využít vzorce

$$a = \frac{1}{2} c \cdot \Delta t \quad [6-7]$$

kde  $\Delta t$  je časový rozdíl mezi vysláním a přijetím ultrazvukové vlny. (9)

Rychlost šíření je tedy brána v lidském těle jako konstantní. Bereme-li toto v potaz, můžeme jednoduše vypočítat vlnovou délku šířícího se vlnění:

$$\lambda = \frac{c}{f} \quad [6-8]$$

která svou délkou určuje podélné rozlišení zobrazovacího ultrazvuku. Nachází-li se v dráze vlnění objekt o velikosti menší než vlnová délka vlnění, nebude na ultrazvuku zobrazen.

**Tabulka 6-1 Rychlost šíření zvuku ve vybraných tkáních. (8)**

<b>Prostředí</b>	<b>Rychlost šíření <math>c</math> [<math>\text{m}\cdot\text{s}^{-2}</math>] při 35°C</b>	<b>Vlnová délka <math>\lambda\cdot 10^{-3}</math>[m] při <math>f = 2</math> MHz</b>
<b>Vzduch</b>	349	0,17
<b>Voda</b>	1521	0,76
<b>Krev</b>	1543	0,77
<b>Mozek</b>	1566	0,79
<b>Kost</b>	3380	1,63
<b>Tuk</b>	1450	0,72

#### ***b) Intenzita a výkon***

Aby se částice v daných materiálech daly do pohybu, je nutno jim dodat energii. Jednotkou určující energii akustického vlnění je Intenzita ultrazvukového vlnění  $I$ . Ta je v homogenním prostředí určena součinem rychlosti vlny a akustického tlaku:

$$I = p \cdot v \quad [6-9]$$

Z intenzity ultrazvukového vlnění lze určit další důležitou proměnnou – ultrazvukový výkon, který je definovaný jako intenzita ultrazvuku procházející danou plochou  $S$ :

$$P = I \cdot S \quad [6-10]$$

Protože se hodnoty intenzity pohybují ve velmi dynamickém spektru, je z praktického hlediska výhodné popisovat tlak a energii ultrazvukové vlny ve vztažných hodnotách na logaritmickém měřítku. Z tohoto důvodu byly zavedeny vztažné poměrové jednotky, takzvané hladiny intenzity ( $L_i$ ) a hladiny tlaku ( $L_p$ ) v decibelech. (9)



$$L_i = 10 \cdot \log \left( \frac{I}{I_0} \right) \quad [6-11]$$

kde vztažná hladina intenzity  $I_0 = 10^{-12} \text{ W} \cdot \text{m}^{-2}$  a

$$L_p = 20 \cdot \log \left( \frac{p}{p_0} \right) \quad [6-12]$$

kde vztažná hladina tlaku je  $p_0 = 2 \cdot 10^{-5} \text{ Pa}$ .

### **c) Absorpce**

Intenzita pronikajícího vlnění je utlumována prostředím, kterým se šíří a působí na ni několik vlivů, které brání vlastní propagaci vlny do hloubky materiálu. Interference, absorpce a rozptyl vln snižují intenzitu šířícího se vlnění. Interferenci a rozptyl zanedbáme a budeme se věnovat pouze absorpci jako takové. Tak se útlum materiálu vyjádří podle vzorce:

$$I_d = I_0 \cdot e^{-\alpha \cdot d} \quad [6-13]$$

kde  $I_0$  je intenzita původní vlny v místě  $d=0$ ,  $\alpha$  je absorpční koeficient a  $d$  je vzdálenost od zdroje ve směru propagace. Absorpce v biologických tkáních je však velmi složitá a závisí i na frekvenci šířící se vlny. Experimentálním měřením bylo ověřeno, že útlum v jednotlivých tkáních je přibližně lineární pro rozsah frekvencí od 250 kHz do 4 MHz.

(10)

### **6.2.2 Odraz a lom ultrazvukových vln**

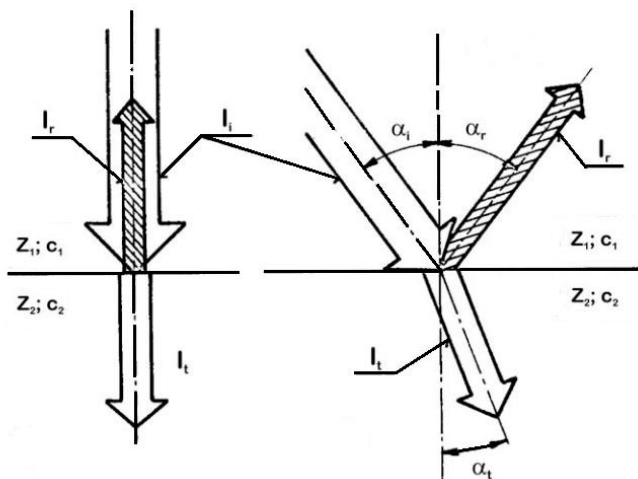
Při propagaci ultrazvukových vln v homogenním prostředí dochází k přímočarému šíření. Narazí-li vlna na rozhraní dvou různých akustických prostředí, část energie se odrazí a část postupuje do dalšího prostředí. Pokud nenarazí vlna na rozhraní kolmo, změní se směr šíření, tzn. dojde k lomu vlny. Podmínkou lomu je zároveň velikost prostředí, do kterého se vlna láme. Je-li šířka prostředí menší než vlnová délka propagujícího vlnění, k zalomení nedojde a vlna projde téměř beze změny.

V případě kolmého dopadu na akustické rozhraní dojde k rozdělení amplitud intenzity vlnění podle koeficientu  $R$ , který udává poměr mezi intenzitou odražené a intenzitou dopadající vlny. Koeficient  $R$  se pro daná prostředí vypočítá podle rovnice:

$$R = \left( \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2 = \frac{I_r}{I_i} \quad [6-14]$$

kde  $Z_1$  a  $Z_2$  jsou akustické impedance prostředí,  $I_r$  je intenzita reflektovaného paprsku a  $I_i$  intenzita pronikajícího paprsku. Vyčíslení tohoto vztahu platí pouze pro kolmý dopad a ne pro zalomení vlny. V praxi jsou měřeny především intenzity vln odražených kolmo, protože vlny odražené pod větším úhlem nejsou již přístrojem detekovány. (8)

(10)



Obrázek 6-1: Odraz a lom ultrazvukového vlnění na rozhraní akustických prostředí.

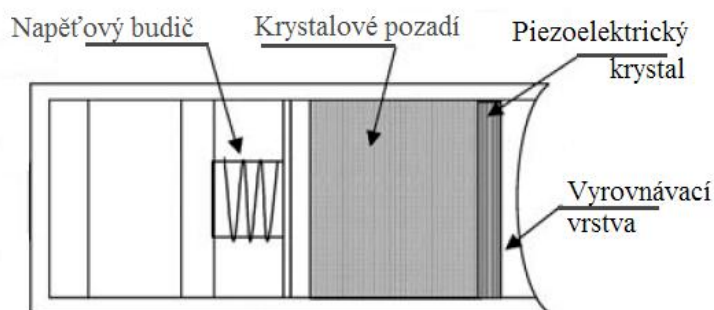
### 6.3 Ultrazvukové zobrazovací přístroje a metody

V této kapitole budou rozebrány základní součásti ultrazvukové sondy a základní druhy zobrazení, kterých se pomocí ultrazvukových sond dá docílit.

### 6.3.1 Ultrazvukový měnič

K získání ultrazvukové vlny o dané intenzitě a tlaku vycházející z rovnice v minulé kapitole se používají ultrazvukové měniče. Základem ultrazvukového měniče je krystal z piezoelektrického materiálu, který je po přivedení elektrického signálu určité frekvence schopen generovat tlakovou vlnu šířící se kolmo na rovinu přivedeného napětí. A stejně tak, je-li krystal vystaven tlakové vlně na stěnách kolmých na směr šíření vlny se objeví napěťový signál o dané frekvenci. Rezonanční frekvence piezoelektrického krystalu je dána rychlostí šíření zvuku v krystalu a jeho délkou ve směru šíření tlakové vlny podle vzorce:

$$f_0 = \frac{c}{2l} \quad [6-15]$$

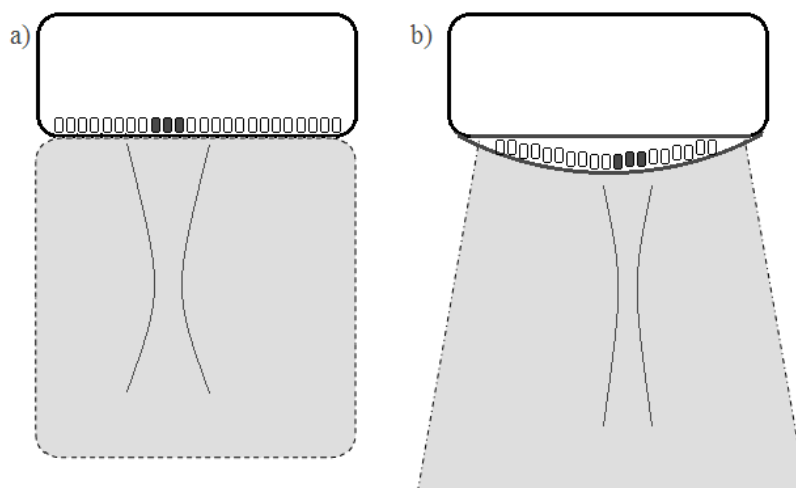


Obrázek 6-2: Schematické zobrazení jednoduchého ultrazvukového měniče. (1)

Na Obrázek 6-2 je vidět složení jednoduchého ultrazvukového měniče. Základem je piezoelektrický krystal o tloušťce dané provozní frekvencí. K přizpůsobení rozdílu akustických vlastností materiálů krystalu a kůže se před krystal vkládá vyrovnávací vrstva, která rozdíl vlastností částečně eliminuje. Za krystal je vložena podle druhu použití vrstva prostředí, které buď vlny utlumí nebo odrazí. Sonda tak má v prvním případě větší rozlišení, díky kratšímu intervalu trvání vlny, nebo v druhém případě větší intenzitu, díky delšímu trvání vlny. Vzhledem k této vlastnosti je při skutečné konstrukci nutné volit mezi rozlišovací schopností a intenzitou vyslané tlakové vlny.

### 6.3.2 Ultrazvuková sonda

Ultrazvuková sonda je složena z několika podélně uložených měničů do takzvaného pole. Vzdálenost mezi jednotlivými měniči a měniče samotné musí být menší než vlnová délka vysílaného signálu, aby se snížil vliv interference vlnění a vypuštěná vlna z měniče se dala považovat za plošnou. Nejčastějšími uspořádáními jsou lineární a konvexní sondy. (Viz Obrázek 6-3). Jednotlivé elementy pracují samostatně nebo po skupinkách. Dílčí obrazy získané skupinkami měničů se následně skládají a vytvářejí čtvercovou nebo lichoběžníkovou zobrazovací oblast. Ovládáním zpoždění generace vlny jednotlivých elementů je možné sondu lépe zaměřovat tzv. fokusovat tlakovou vlnu, a tím volit pole zájmu, na které se sonda zaostří. Viz Obrázek 6-3.



Obrázek 6-3: Lineární (a) a konvexní (b) zobrazovací sonda a jejich zobrazovací oblasti.

### 6.3.3 Vlastnosti ultrazvukových zobrazovacích sond

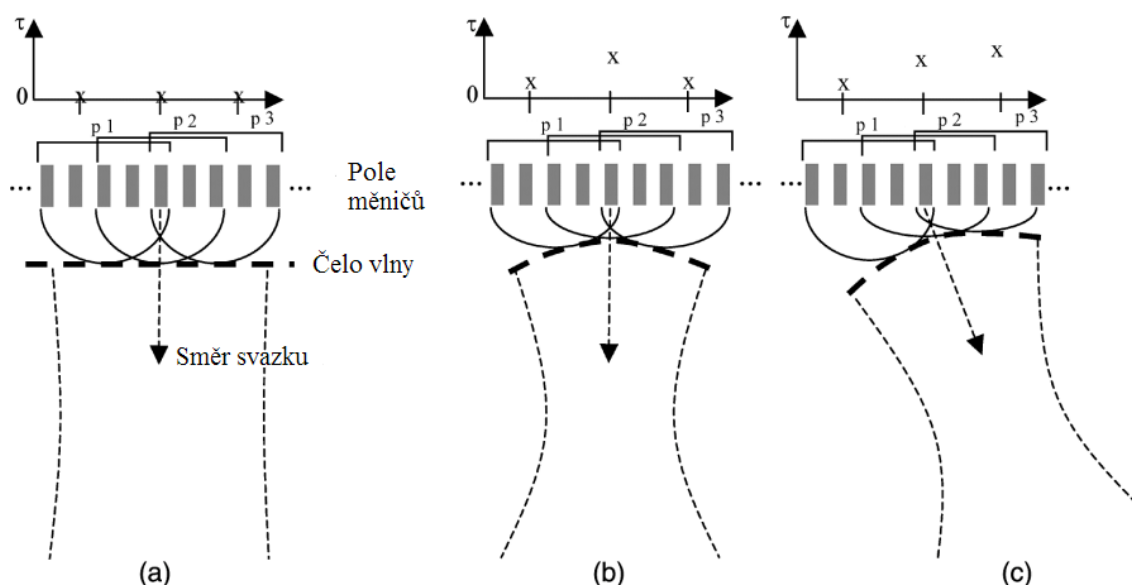
Základními vlastnostmi ultrazvukových sond jsou především jejich rozlišovací schopnosti jak ve směru šíření vlny, tak i kolmo na něj, tzv. laterální a axiální rozlišení. Dále citlivost přístroje, výkon a tvar výstupního signálu.

### a) Laterální rozlišení

Laterální rozlišení je schopnost ultrazvuku odlišit od sebe dvě struktury vzdálené od sebe o délku jejich rozměru ve směru kolmém na směr šíření tlakové vlny. Je definováno zejména konstrukcí sondy a závisí na velikosti jednotlivých měničů a jejich vlastnostech. Hlavním parametrem je šířka ultrazvukového svazku, ta je však větší, než jaká by zaručila dostatečné rozlišení. Ke zvýšení rozlišení se používají čočky, které mění dráhu svazků tak, aby směřovaly do ohniskové roviny. Další možností zvýšení rozlišení je fokusace paprsků, která se provádí softwarovým časováním generace pulsů. Laterální rozlišení je popsáno vzorcem:

$$LR = \lambda f_d / D \quad [6-16]$$

kde  $\lambda$  je vlnová délka šířené vlny  $f_d$  je ohnisková vzdálenost a  $D$  je průměr měniče. Čím větší je laterální rozlišení, tím kratší je oblast, na které je paprsek zaostřen. Vysokého rozlišení lze dosáhnout v malé hloubce a velké hloubky s malým rozlišením. Viz Obrázek 6-4. (11)



Obrázek 6-4: Fokusace ultrazvukových paprsků pomocí změny časového zpoždění generace svazků. Zobrazení bez fokusace (a), fokusace na ohnisko (b) a stranová fokusace (c). (1)

### b) Axiální rozlišení

Axiální rozlišení je schopnost ultrazvuku odlišit dvě struktury vzdálené od sebe o délku jejich rozměru ve směru šíření tlakové vlny. Axiální rozlišení ultrazvuku definují dva protichůdné jevy.

Čím vyšší bude středová frekvence signálu, a tím menší jeho vlnová délka a menší šířka pásma, tím budou kvalitněji rozeznány i menší objekty. Bude tedy vyšší axiální rozlišení, ale zároveň menší pronikavost ultrazvukových vln. Čím širší bude spektrum a čím menší frekvence, o to dál budou vlny propagovat objektem, ale s menším rozlišením. Tyto protichůdné jevy popisuje faktor kvality  $Q$  definovaný vzorcem:

$$Q = \frac{f_0}{B} \quad [6-17]$$

Kde  $f_0$  je středová frekvence šířících se vln a  $B$  je šířka frekvenčního pásma, ve kterém jsou pulzy vysílány. Axiální rozlišení následně vychází z faktoru kvality a odpovídá:

$$AR \approx \frac{Q\lambda}{4} \quad [6-18]$$

Axiální rozlišení tedy závisí na vlnové délce prostupujících pulsů, vlnová délka však nemůže být nekonečně malá, protože výsledný puls by neprošel do hloubky vyšetřovaného objektu.

### ***c) Citlivost***

Citlivost přístroje je dána schopností zaznamenat odražené vlny i při nízkých energetických hodnotách. Toho se dosahuje kvalitním návrhem elektroniky z hlediska filtrace, maximálního zisku a minimalizace šumu. Hlavním prvkem, který citlivost ovlivňuje, je kvalitní zesilovač s vysokým odstupem signál šum a zesílením okolo 120dB. (8)

### ***d) Parametry výstupního signálu***

Parametry výstupního signálu jsou utvářeny kompromisem mezi možnostmi akustické vlny, požadavkem na vysoké rozlišení a zároveň velkou prostupností a celkovými technickými možnostmi.

- Délka výstupního impulsu: 1 – 100  $\mu$ s.
- Opakovací frekvence je určena tak, aby všechny předešlé odrazy již byly dostatečně utlumeny. Což omezuje maximální hloubku zobrazení. Opakovací frekvence je volena v rozsahu: 50 – 1000 Hz.
- Pracovní frekvence určuje stranovou a axiální rozlišovací schopnost její velikost má však také opačný vliv na prostupnost signálu tkání. Rozsah: 1 – 30 MHz.

- Výstupní výkon ovlivňuje kvalitu odražených ech. Je-li zvolen příliš malý výkon, odražené vlny jsou utlumeny v tkáni a neprojdou nazpět k přijímači. Maximální použitelné pole z hlediska bezpečnosti pro lidský organismus je  $300 \text{ W/m}^2$ .

#### **6.3.4 Zobrazovací módy**

Zpětně přijaté odražené vlny jsou vykreslovány na zobrazovacím zařízení. S postupným vývojem ultrazvuku byly vynalezeny následující metody zobrazení, nazývané jako sonografie.

##### ***a) Obraz A (A-Mode)***

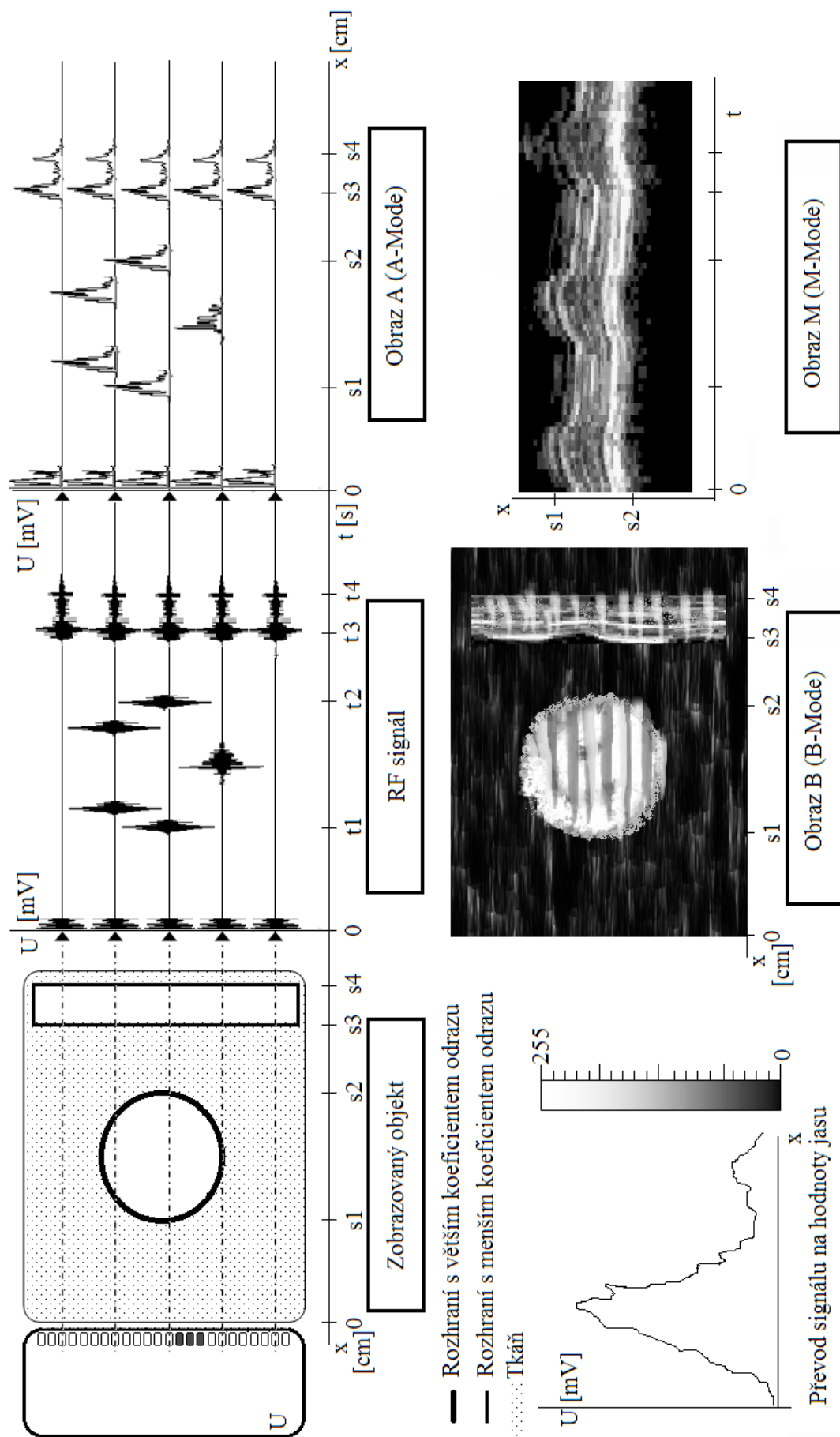
Po vyslání pulzu, obvykle dlouhého jen několik period, dané rezonanční frekvence piezoelektrického krystalu, je vložena pauza pro přijetí signálu. Opakovací frekvence takto vyslaných pulzů je v řádu 1 až 3 kHz, aby bylo zajištěno přijetí všech odražených vln neboli ech. Získané odražené signály jsou zesíleny sérií zesilovačů se zesílením od 70 do 80 dB. První z nich zesiluje lineárně celý přijatý signál, dalším je docílena kompenzace rozdílu útlumu odražených vln z povrchových a hloubkových částí zobrazované oblasti. Následně je z tohoto průběhu odečtena obálka signálu, která se označuje jako obraz A, A-Scan, nebo A-Mode (A jako Amplituda). Tento výsledný obraz zobrazuje lineární závislost amplitudy odezev na hloubce vniku ultrazvukového vlnění, kde vysoká amplituda odpovídá rozhraní o velkém koeficientu  $R$ . (Viz Obrázek 6-5).

##### ***b) Obraz B (B-Mode)***

Převědeme-li hodnoty amplitudy z obrazu A na hodnoty stupňů šedi a seřadíme několik takových výsledků vedle sebe, dostaneme při pohledu shora dvourozměrný obraz vypovídající o struktuře dané snímané tkáně. Takovýto výsledný obraz se nazývá obraz B, B-Scan nebo B-Mode (podle B jako Brightness – jas). (Viz Obrázek 6-5)

##### ***c) Obraz M (M-mode)***

Dalším způsobem využití obrazu A je zobrazení proměny určité diagnostikované struktury v závislosti na čase. Zobrazuje se pouze jeden obraz A, nebo úzký pruh obrazů převedený na jasové úrovně a jeho proměnlivost s postupujícím časem. Toto zobrazení se nazývá obraz M, M-Scan nebo M-Mode (podle M jako Motion – pohyb). (Viz Obrázek 6-5)



Obrázek 6-5: Ukázka jednotlivých ultrazvukových zobrazovacích módů. U módu M je třeba si domyslet časovou změnu tvaru zobrazovaného předmětu.



## **6.4 Ultrazvuk z hlediska BMT**

Z hlediska biomedicínského technika je důležité znát jednotlivé technické parametry přístroje a umět ověřit jejich správnou funkci. Studenti také musí ovládat správné zařazení přístroje z hlediska bezpečnosti podle zákona 123/2000 Sb. a znát intervaly bezpečnostních technických kontrol. Přístroj se řadí do kategorie IIb (Může být i kategorie IIa, dle výrobce) a interval pro opakování BTK je jeden rok. Parametry a vlastnosti byly popsány v předešlých podkapitolách. Na základě získaných informací by měli studenti být schopni ověřit základní přesnost zobrazených dat ultrazvukem pomocí přípravků, které budou popsány v dalších částech této kapitoly. V rámci přípravy cvičení bylo zhotoveno několik typů přípravků na ověření různých vlastností ultrazvuku.

### **6.4.1 Ověřování rozměrů zobrazovaného předmětu různými ultrazvukovými sondami**

K ověření rozměrů daného zobrazovaného elementu byl vytvořen přípravek s danými, předem určenými hodnotami, které se následně zobrazí ultrazvukem a změřit se pomocí měřítka implementovaných v softwaru ultrazvuku. Měření bude probíhat na obou ultrazvucích v učebně na všech druzích sond, aby se porovnala změna zobrazované oblasti mezi jednotlivými přístroji a jejich sondami (lineární, konvexní). Studenti budou pracovat podle zadání přiloženém v přílohách. Viz příloha B úloha 4).

### **6.4.2 Schopnost rozpoznání předmětů, jejichž tloušťka se blíží vlnové délce vysílaných pulsů**

K této úloze byl vytvořen přípravek s nataženými lanky a vlasci, u kterých studenti budou měřit schopnost rozpoznání ultrazvukem. Rozměry těchto lanek se budou od větších rozměrů zmenšovat až do rozměrů blízkých se vlnové délce akustických vln, vysílaných ultrazvukem. Úkolem studentů bude určit nejmenší možnou velikost předmětu, který jednotlivé ultrazvukové sondy rozpoznají v laterálním rozlišení. Viz příloha B úloha 4).

## 7 Závěr

Lze konstatovat, že cíle práce jsou splněny. Na základě dotazníkového průzkumu bylo zjištěno, že výuka je vedena vcelku dobře. Z odpovědí vychází, že jako nejslabší článek studenti vnímají praktické hodiny s nedostatečnou náplní. A to především z hlediska nedostatečné samostatné práce s lékařskou přístrojovou technikou. Studenti by dále uvítali internetový portál na sdílení informací.

Studenti ve svých odpovědích dále poukazovali na fakt, že většina zdravotnické techniky v učebně není dostatečně využívána. Konkrétní odpovědi ukazovaly na široké spektrum přístrojů. Na základě informací od studentů a možností učebny byl vybrán flexibilní endoskop se zaměřením na optické přenosové cesty. Dále diagnostický ultrazvuk s demonstrací axiálního a laterálního rozlišení a rozdílem mezi jednotlivými druhy sond. Jako poslední spirometr s vysvětlením základních funkčních principů jednotlivých metod měření průtoku.

Pro tyto přístroje byly vytvořeny podklady a prezentace, vysvětlující principy činností a poukazující na fyzikální zákonitosti, které omezují použití těchto přístrojů. Ke každému prostředku je uveden klinický přínos. Viz příloha C.

Pro účely zveřejnění informací o diagnostických a zobrazovacích přístrojích, jednoduchého přístupu k laboratorním úlohám a sdílení studentských prací a prezentací byly vytvořeny internetové stránky, které zohledňují všechna tato kritéria. Viz příloha D. Stránky jsou přístupné na: <https://sites.google.com/site/lpz2011123/home>.

Pro zlepšení kvality výuky při praktických cvičeních byly vytvořeny laboratorní úlohy, k jednotlivé výše zmíněné lékařské přístrojové technice. Jedná se o ověřování funkce flexibilního endoskopu pomocí fantomu trávicí trubice, dále o zapojení spirometru a měření jednotlivých spirometrických křivek a ověřování zobrazovacích vlastností diagnostického ultrazvuku. Viz příloha B.

K vytvoření laboratorních úloh bylo nezbytné zhotovit několik přípravků, které jsou zdokumentovány v příloze B. Konkrétně se jedná o fantom zažívací trubice a dva přípravky na ověřování rozlišení a přesnosti měření ultrazvuku.

## Soupis bibliografických citací

1. **Moore, James E a Zouridakis, George.** *Biomedical technology and devices handbook*. Boca Raton : CRC Press, 2004. 978-0-8493-1140-6.
2. **GmbH, Fujinon (EUROPE).** *Fibroskop horního gastrointestinálního traktu FGIZ - Provozní manuál (přípravné úkony a obsluha zařízení)*. Praha : Fujinon (EUROPE) GmbH, 2009.
3. **Pospíšilová, Marie, Kašík, Ivan a Matěj, Vlastimil.** *Vláknová optika pro biologii a medicínu*. Praha : České vysoké učení technické v Praze, 2011. 978-80-01-04807-8.
4. **Rozman, Jiří.** *Elektronické přístroje v lékařství*. Praha : Academia, 2006. 80-200-1308-3.
5. **Silbernagl, Stefan a Despopoulos, Agamemnon.** *Atlas fyziologie člověka*. Praha : Grada publishing, 2004. 978-80-247-0630-6.
6. **Pernicová, Lenka.** *Spirometrie v prostředí LabVIEW*. BRNO : Vysoké učení technické v brně, 2010.
7. **User:HappyApple.** Venturi Effect - Wikipedia, the free encyclopedia. *Wikipedia, the free encyclopedia*. [Online] 19. květen 2006. [Citace: 15. duben 2012.] <http://en.wikipedia.org/wiki/File:Venturifixed2.PNG>.
8. **Čech, Evžen.** *Ultrazvuk v lékařské diagnostice a terapii*. Praha : Avicenum, zdravotnické nakladatelství, 1982. 08-085-82.
9. **Drastich, Aleš.** *Zobrazovací systémy v lékařství*. Brno : FEI VUT v Brně, 1990. skripta.
10. **Pouč, Petr.** *Měření rychlosti šíření ultrazvuku*. Brno : Vysoké učení technické v brně, 2009. diplomová práce.
11. **Akay, Metin.** *Wiley encyclopdia of biomedical engineering*. New Jersey : John Wiley & sons, Inc., 2006. 978-0-471-24967-2.
12. **Penhaker, M., a další.** *Lékařské diagnostické přístroje - učební texty*. Ostrava : VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2004. 80-248-0751-3.
13. **Hrazdíra, I. a Mornstein, V.** *Lékařská biofyzika a přístrojová technika*. Brno : Neptun, 2001. 80-902896-1-4.
14. **Zuna, I. a Poušek, L.** *Úvod do zobrazovacích metod v lékařské diagnostice*. Praha : ČVUT, 2000. 8001021521.
15. **Webster, John G.** *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*. New Jersey : John Wiley & Sons Ltd., 2006. 9780471732877.

# Seznam příloh

## Příloha A

- 1. Dotazník spokojenosti pro skupinu A
- 2. Dotazník spokojenosti pro skupinu B
- 3. Dotazník spokojenosti pro skupinu C

## Příloha B

- 1. Úloha 1 – Fibroskop; obrázky přípravku
- 2. Úloha 2 – Spirometrie - křivka čas/objem
- 3. Úloha 3 – Spirometrie - křivka objem/průtok
- 4. Úloha 4 – Ultrazvuk – rozlišení; obrázky přípravku
- 5. Úloha 5 – Ultrazvuk - měření vzdáleností; obrázky přípravku

## Příloha C

- 1. Prezentace optických přenosových cest
- 2. Prezentace spirometrie
- 3. Prezentace ultrazvukových zobrazovacích módů

## Příloha D

- Náhled webových stránek

# Příloha A

## 1. Dotazník spokojenosti pro skupinu A

Dotazník spokojenosti s výukou

Dobrý den,  
prosím o vyplnění následujícího krátkého dotazníku v rámci mé bakalářské práce.

Předem děkuji za ochotu,

Jakub David.

V druhm ročníku Vás čeká předmět Lékařské přístroje a zařízení(LPZ). Tento dotazník má za cíl přispět ke zlepšení výuky předmětu.

**Pohlaví:**

- ☐ Muž  
☐ Žena

**Zajímáte se ve volném čase o zařízení a přístroje používané v medicíně?**

1 2 3 4 5

Určitě ano ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ Určitě ne

**Zaujal by vás studentský portál který by byl zaměřený na informace spojené s Lékařskými přístroji**

1 2 3 4 5

Určitě ano ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ Spíše ne

**Myslíte si že by konkrétní informace zpřístupněné na jednom místě by pomohli Vašemu samostudiu**

1 2 3 4 5

Určitě ano ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ Spíše ne

**Myslíte si, že při hodinách budete fyzicky pracovat s přístroji?**

1 2 3 4 5

Určitě ano ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ Určitě ne

**Myslíte si, že cvičení nebo měření s přístroji, které se používají v běžné praxi by napomohlo při výkonu Vašeho budoucího povolání?**

1 2 3 4 5

Určitě ano ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ Určitě ne

**Čemu by jste se chtěl/a věnovat při cvičeních z předmětu LPZ?**

Vyberte více možností

- ☐ Zkoušení primární funkce přístrojů (zapojení EKG, EEG, ultrazvuku, atd.)  
☐ Početní příklady vycházející z probrané látky na přednáškách  
☐ Ověřování funkčních principů jednotlivých přístrojů na přípravcích  
☐ Samostatná semestrální práce  
☐ Cvičení formou zkoušení probrané látky

## 2. Dotazník spokojenosti pro skupinu B

Dotazník spokojenosti s výukou

Dobrý den,  
prosím o vyplnění následujícího krátkého dotazníku v rámci mé bakalářské práce.

Předem děkuji za ochotu,

Jakub David.

**Pohlaví:**

- ☐ Muž  
☐ Žena

**Ročník**

- ☒ 2. ročník  
☐ 3. ročník

**Jak jste byl/a spokojen/a s výukou předmětu Lékařské přístroje a zařízení?**

1 2 3 4 5

Velmi spokojen/a ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ Velmi nespokojen/a

**Byl/a jste spokojen/a s obsáhlostí a náplní Teoretických hodin?**

1 2 3 4 5

Velmi spokojen ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ Velmi nespokojen

**Byl/a jste spokojen/a s obsáhlostí a náplní cvičení?**

1 2 3 4 5

Velmi spokojen ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ Velmi nespokojen

**Probíraná látka na cvičení(a jednotlivá měření) navazovala z velké části na přednášky**

1 2 3 4 5

Zcela souhlasím ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ Zcela nesouhlasím

**Doplnil/a by jste některé přístroje nebo zařízení do výuky předmětu?**

- ☐ Ano  
☐ Ne  
☐ Nedokážu posoudit

**Pokud ano, vyjmenujte které:**

**Myslíte si, že přístroje, které škola pro výuku poskytuje byly plně využity?**

- ☐ Ano  
☐ Ne  
☐ Nevím

**Pokud ne, vyjmenujte které:**

**Odpovídal průběh předmětu podmínkám nastaveným sylabem?**

- ☐ Ano  
☐ Ne  
☐ Nedokážu posoudit

**Nastavil vedoucí předmětu předem podmínky pro splnění předmětu?**

- ☐ Ano  
☐ Ne  
☐ Nedokážu posoudit

**Zkoušky na konci semestru probíhaly podle předem stanovených podmínek na začátku semestru.**

- ☐ Ano  
☐ Ne  
☐ Nedokážu posoudit

**Byly pro předmět k dispozici materiály k samostudiu ve srozumitelné a přístupné formě?**

1   2   3   4   5

Zcela souhlasím ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ Zcela nesouhlasím

### 3. Dotazník spokojenosti pro skupinu C

Dotazník spokojenosti s výukou

Dobrý den,  
prosím o vyplnění následujícího krátkého dotazníku v rámci mé bakalářské práce.

Předem děkuji za ochotu,

Jakub David.

**Pohlaví**

- ☐ Muž  
☐ Žena

**Jak jste byl/a spokojen/a s výukou předmětu Lékařské přístroje a zařízení?**

1 2 3 4 5

Velmi spokojen/a ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ Velmi nespokojen/a

**Byl/a jste spokojen/a s obsáhlostí a náplní Teoretických hodin?**

1 2 3 4 5

Velmi spokojen/a ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ Velmi nespokojen/a

**Byl/a jste spokojen/a s obsáhlostí a náplní cvičení?**

1 2 3 4 5

Velmi spokojen/a ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ Velmi nespokojen/a

**Probíraná látka na cvičení(a jednotlivá měření) navazovala z velké části na přednášky**

1 2 3 4 5

Velmi spokojen/a ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ Velmi nespokojen/a

**Doplnil/a by jste některé přístroje nebo zařízení do výuky předmětu?**

- ☐ Ano  
☐ Ne  
☐ Nevím

**Pokud ano, vyjmenujte které:**

**Odpovídal průběh předmětu podmínkám nastaveným sylabem?**

- ☐ Ano  
☐ Ne  
☐ Nedokážu posoudit

**Byly znalosti získané v průběhu studia využitelné v praxi/dalším vzdělávání?**

1 2 3 4 5

Určitě ano ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ Určitě ne

**Kdyby záleželo na vašem rozhodnutí udělali by jste cvičení více praktická nebo více teoretická?**

1 2 3 4 5

Teoretická ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ Praktická

**Myslíte si že by vám ve studiu pomohl portál kde by byly souhrnně vysvětleny základní principy jednotlivých zařízení?**

1 2 3 4 5

Určitě ano ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ Určitě ne

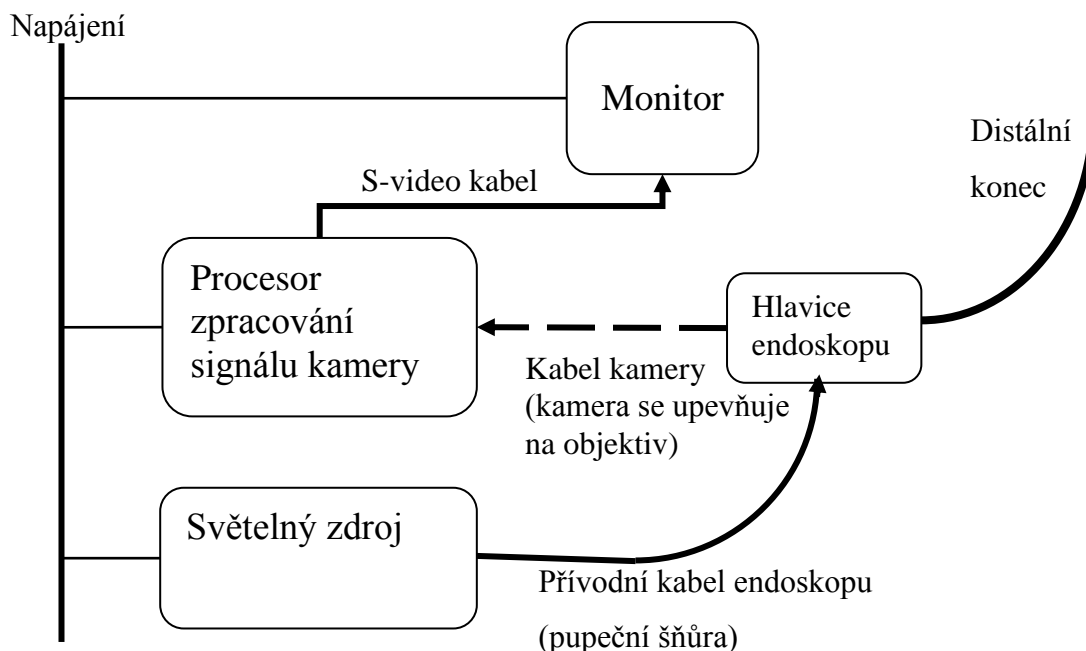


## Příloha B

### 1. Úloha 1 – Fibroskop

#### Zadání a řešení:

1. Vyjměte z boxů fibroskop, světelný zdroj, kameru k endoskopu s procesorem a monitor a zapojte podle přiloženého schéma.



2. S-video kabel k monitoru připojte přes konvertor na konektor SCART. Na monitoru následně vyberte výstup AV-1(2). Složením endoskopu podle schéma vznikne zapojení takzvané endoskopické věže.
3. Vsuňte hlavici fibroskopu do přípravku a najděte skryté předměty uvnitř vaku. Vyzkoušejte různé hodnoty osvětlení a zkuste vliv ohybu vlákna na kvalitu obrazu.
4. Uvnitř vaku je ukryto 5 předmětů pokuste se zjistit, o jaké předměty se jedná a vypište do tabulky jejich vlastnosti.

Předmět	Vlastnosti



Náhled endoskopu, vloženém v přípravku simulujícím žaludek pacienta. Úkolem studentů je detekovat součástky a zjistit jejich parametry.

## 2. Úloha 2 – Spirometrie – křivka čas/objem

### Zadání a řešení:

1. Vyjměte spirometrický průtokoměr z obalu a vložte do něj hlavici s pneumatickým odporem. Dodržte správný směr vsunutí (ústí vystupuje na opačné straně než přípojovací kabel průtokoměru).
2. Zapněte PC a připojte spirometrický průtokoměr pomocí USB kabelu.
3. Spustěte na ploše zástupce programu ZAN. Na hlavní obrazovce zvolte volbu **Check device**. V zobrazeném okně zkontrolujte správné připojení průtokoměru ZAN 100. Řádek obsahující Název přístroje ZAN 100 by měl obsahovat následující údaje: **ZAN100(ZAN1310...): Running**.
4. Vraťte se do hlavní nabídky a vyberte volbu kalibrace. V nabídce zvolte volbu **Mouth Pressure calibration**. V tomto okně proveďte kalibraci přístroje podle pokynů na obrazovce. Kalibrací ověříte správné sestavení přístroje a vyzkoušíte přístroj zkalibrovat.
5. Nyní vyberte fiktivního pacienta, nebo vytvořte nového s vašimi údaji. Po vybrání sledovaného pacienta zvolte v menu tlačítko **Measure** a na následné obrazovce vyberte měření **SVC**.
6. V pravém horním rohu následující obrazovky vyberte volbu **GO** a začněte s dýcháním do spirometru podle pokynů zobrazených na obrazovce (5 klidových dechů, vynucené expírimum, vynucené inspírimum, 5 klidových dechů).
7. Po dokončení procedury zvolte ikonu **Enter** k uložení výsledků a návratu na diagnostickou obrazovku. Zde jsou cíleně zobrazeny jen některé plicní objemy.
8. Opakujte postup 6 a 7 ještě dvakrát pro různé lamely. Lamely vyměňte podle kroku 1 a snažte se dodržet obdobné hodnoty dýchání.
9. ERV1 = ....., TV1 = ....., IRV1 = .....  
ERV2 = ....., TV2 = ....., IRV2 = .....  
ERV3 = ....., TV3 = ....., IRV3 = .....
10. Ze zobrazených údajů dopočítejte:

	Měření1	Měření2	Měření3
IC			
VC			

11. Porovnejte, jestli se hodnoty kapacit pro jednotlivé lamely liší a usud'te proč.

### 3. Úloha 3 – Spirometrie – křivka objem/průtok

#### Zadání a řešení:

1. Vyjměte spirometrický průtokoměr z obalu a vložte do něj hlavici s pneumatickým odporem. Dodržte správný směr vsunutí (ústí vystupuje na opačné straně než připojovací kabel průtokoměru).
2. Zapněte PC a připojte spirometrický průtokoměr pomocí USB kabelu.
3. Spustěte na ploše zástupce programu ZAN. Na hlavní obrazovce zvolte volbu **Check device**. V zobrazeném okně zkontrolujte správné připojení průtokoměru ZAN 100. Řádek obsahující Název přístroje ZAN 100 by měl obsahovat následující údaje: **ZAN100(ZAN1310...): Running**.
4. Vraťte se do hlavní nabídky a vyberte volbu kalibrace. V nabídce zvolte volbu **Mouth Pressure calibration**. V tomto okně proveďte kalibraci přístroje podle pokynů na obrazovce. Kalibraci ověřte správné sestavení přístroje a vyzkoušíte přístroj zkalibrovat.
5. Nyní vyberte fiktivního pacienta, nebo vytvořte nového s vašimi údaji. Po vybrání sledovaného pacienta zvolte v menu tlačítko **Measure** a na následné obrazovce vyberte měření **Flow/volume**.
6. V pravém horním rohu následující obrazovky vyberte volbu **GO** a začněte s dýcháním do spirometru podle pokynů zobrazených na obrazovce (5 klidových dechů, vynucené inspirium, vynucené expirium, 2 klidové dechy).
7. Po dokončení procedury zvolte ikonu **Enter** k uložení výsledků a návratu na diagnostickou obrazovku. Zde jsou cíleně zobrazeny jen některé plicní parametry.  $FEV_1 = \dots\dots$
8. Vypočítejte Tiffeneauův index ze získané hodnoty jednovteřinové vitální kapacity a použijte hodnotu VC z minulého cvičení.  
Tiffeneauův index =  $\dots\dots$  %
9. V pravém horním rohu obrazovky opět vyberte volbu **GO** a začněte s dýcháním do spirometru. **Neberte** v úvahu pokyny na obrazovce (vydržte minutu klidově dýchat a nechte kolegu počítat dechovou frekvenci). Zvolte **Enter** a opakujte to samé ale dýchejte usilovně (opět nechte kolegu počítat dechovou frekvenci)
10.  $VT_1 = \dots\dots, f_1 = \dots\dots, VT_2 = \dots\dots, f_2 = \dots\dots$
11. Z naměřených hodnot vypočítejte Klidovou a usilovnou minutovou ventilaci.  
 $V_E = \dots\dots$   
 $V_{UE} = \dots\dots$

## 4. Úloha 4 – Ultrazvuk – rozlišení

### Zadání a řešení:

1. Zapněte ultrazvuk a naplňte přípravek vodou až po okraj.
2. V přípravku jsou umístěny příčně dráty různého průřezu. Vaším úkolem je změřit pomocí ultrazvuku tloušťky jednotlivých drátů a případně určit ty, které nelze ultrazvukem detekovat.
3. Měření proveďte pomocí všech třech sond, které jsou v laboratoři k dispozici.
4. Při měření si vyzkoušejte vlastnosti softwaru v ultrazvucích. (Zoom, freeze, B-gain, Vel. range, depth/range)

### Konvexní sonda

Stříbrný	Šedivý	Hnědý	Fialový	Červený	Bronzový	Pružný	Zkroucený	Drát
								Průměr [cm]

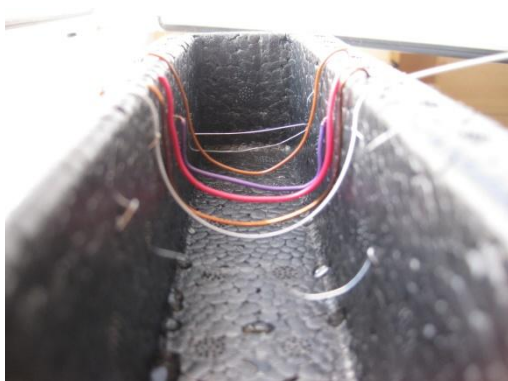
### Lineární sonda

Stříbrný	Šedivý	Hnědý	Fialový	Červený	Bronzový	Pružný	Zkroucený	Drát
								Průměr [cm]

### Sektorová sonda

Stříbrný	Šedivý	Hnědý	Fialový	Červený	Bronzový	Pružný	Zkroucený	Drát
								Průměr [cm]

5. Výsledky porovnejte s reálnými hodnotami a vyvoďte příslušné závěry.



Přípravek pro měření rozlišení.

## 5. Úloha 5 – Ultrazvuk – Měření vzdáleností

### Zadání a řešení:

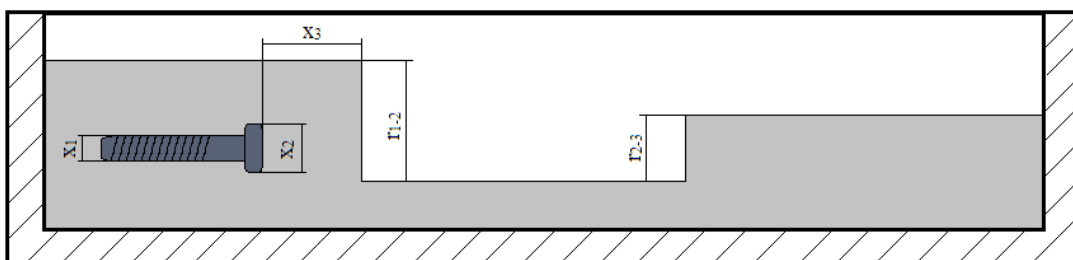
1. Zapněte ultrazvuk a naplňte přípravek vodou až po okraj.
2. V přípravku jsou materiálem o velkém akustickém odporu zhotoveny různé hladiny.
3. Změřte různými sondami (konvexní, lineární, sektorová) rozdíly hloubky jednotlivých rozhraní

	Rozhraní 1-2	Rozhraní 2-3	Rozhraní 1-3(dopočítejte)	
Velikost [cm]				Konvexní
				Lineární
				Sektorová

4. Vaším dalším úkolem je v přípravku najít ukrytý předmět a podle tvaru poznat o co se jedná.
5. Následně zaznamenejte největší a nejmenší velikost a určete vzdálenost od nejbližšího rozhraní.

	Nejmenší rozměr $x_1$	Největší rozměr $x_2$	Vzdálenost od nejbližšího rozhraní $x_3$	
Velikost [cm]				Konvexní
				Lineární
				Sektorová

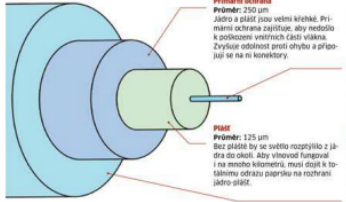
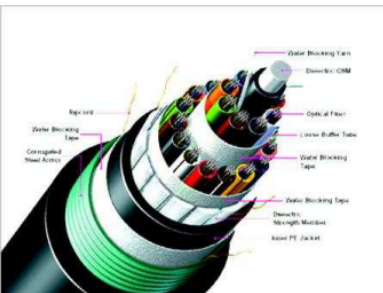
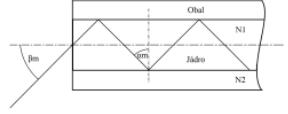
6. Porovnejte výsledné rozměry z různých sond a zdůvodněte závěry.



Přípravek pro ověřování měřicí funkce jednotlivých sond.

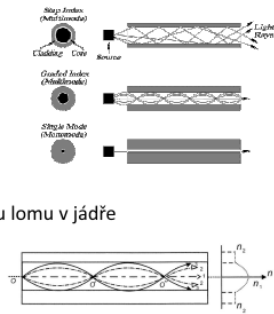
# Příloha C

## 1. Presentace optických přenosových cest

<p style="text-align: center;">Optické přenosové cesty</p> <p style="text-align: center;">Jakub David, TUL</p>	<p style="text-align: center;">Úvod</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Optické vlákno se skládá z jádra a obalu</li> <li>• Paprsky se šíří jádrem a odrážejí se od rozhraní</li> <li>• Jádro a obal vlákna mají rozdílné vlastnosti</li> <li>• Touto vlastností je index lomu</li> </ul>
 <p><b>Stavba optického vlákna</b></p> <p><b>Primární ochrana</b> Průměr: 250 µm Jádru a plášti jsou velmi křehká. Primární ochrana zajišťuje, aby nedošlo k poškození vnějších částí vlákna. Zvyšuje odolnost proti ohybu a připojení se na ni konduktory.</p> <p><b>Plášť</b> Průměr: 125 µm Bez pláště by se světlo rozptylovalo z jádra do okolí. Aby vlákno fungovalo i na mnoha kilometrech, musí dopřít k totálnímu odrazu paprsku na rozhraní jádro-plášť.</p> <p><b>Jádro</b> Průměr: 8 µm Uvnitř jádra se šíří světelný paprsek. Index lomu jádra se pohybuje kolem 1,48. Světlo se zde tedy pohybuje 1,48x pomaleji než ve vakuu.</p> <p><b>Sekundární ochrana</b> Průměr: 400 µm Sekundární ochrana zvyšuje bezpečnost parametry vlákna. Sekundární ochrana není součástí všech vláken, protože značně zvedne cenu primárního vlákna. Vláknem se sekundární ochrana je vlákno mnohem odolnější proti poškození.</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• <a href="http://www.chip.cz/chip/images/archiv/2009/10/6760-stavba-optickeho-vlakna.jpg">http://www.chip.cz/chip/images/archiv/2009/10/6760-stavba-optickeho-vlakna.jpg</a></li> </ul>	 <ul style="list-style-type: none"> <li>• <a href="http://cz.all.biz/img/cz/catalog/35599.jpeg">http://cz.all.biz/img/cz/catalog/35599.jpeg</a></li> </ul>
<p style="text-align: center;">Snellův zákon odrazu a lomu</p> $\sin \alpha_2 = \frac{n_1}{n_2}$ <ul style="list-style-type: none"> <li>• <math>\alpha_2</math> udává mezní úhel pod kterým může paprsek vstoupit do vlákna</li> </ul> 	<p style="text-align: center;">Numerická apertura</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Bezrozměrná jednotka určující zorné pole optického vlákna</li> <li>• Je to jeden ze základních parametrů optických vláken</li> <li>• Čím je větší NA tím se zvětšuje počet možných tras kterými se paprsek ve vlákne může šířit</li> </ul> $NA = \sin \theta_m = \sqrt{n_1^2 - n_2^2}$

## Druhy vláken

- Počet vidu
  - Vícevidové
  - Jednovidové
- Rozložení indexu lomu v jádře
  - Lineární
  - Gradientní



## Základní vlastnosti vláken

- Rozměry a poloměr vlákna
- Index lomu jádra  $n_1$  a obalu  $n_2$
- Normalizovaná frekvence  $V$
- Počet vedených vidů  $M$
- Numerická apertura
- Útlum  $\alpha$  ( $\lambda$ )
- Kritický poloměr ohybu  $R_c$

## Ztráty v optickém prostředí

- Difúzní odraz
- Absorbce
- Disperze
- Fresnelův odraz
- Rayleighův rozptyl
- Ztráty v optických spojích
- Ohyb vlákna



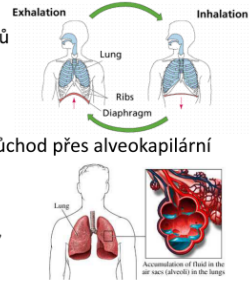
## 2. Presentace spirometrie

## Spirometrie

Jakub David, TUL 2012

## Dýchání

- Zevní – výměna plynů
- 
- Vnitřní – perfúze, průchod přes alveokapilární membránu
- 
- Ventilace, distribuce, difúze, perfúze

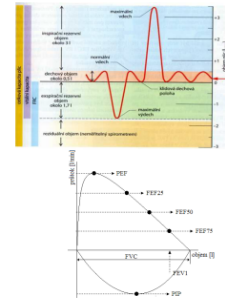


## Spirometrie

- Funkční vyšetření plicních parametrů
- Pacient vydechuje a nadechuje přes průtokoměr
- Z dat se dopočítávají objemy, tlaky a průtoky v daných částech dechové křivky.

## Dechové parametry

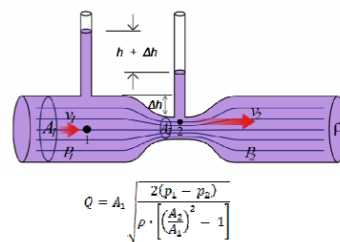
- **Statické**
  - TV, IRV, ERV, RV, FRC, VC, IC
- **Dynamické**
  - FVC, FEV1, PEF, MEF, MIF, MV, MVV, DR



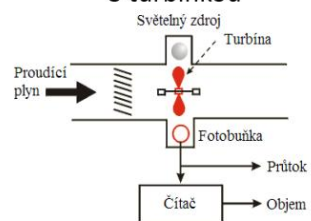
## Metody měření

- Měření dechových objemů se provádí za pomoci průtokoměrů – integrací výsledné funkce dostaneme hodnoty jednotlivých objemů
- Tyto přístroje se nazývají pneumotachografy
  - S pneumatickým odporem
  - S turbínou
  - S vyhříváním anemometrem
  - Ultrazvukový (dopplerův efekt)

S pneumatickým odporem

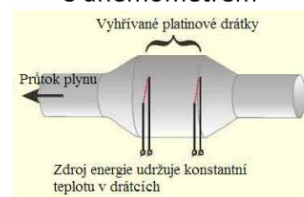


### S turbínkou



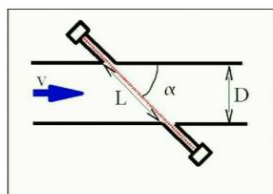
- $Q = v_t \cdot s$
- $v_t$  ... rychlost otáčení turbíny;  $s$  ... průřez

### S anemometrem



– Měření rychlosti pomocí změny odporu nahříváného drátku.

### Ultrazvukový (Dopplerův jev)



$$v = \frac{\Delta f \cdot D}{2 \cdot \cos^2 \alpha}$$

### 3. Prezentace ultrazvukových zobrazovacích módů

#### Ultrazvukové zobrazovací módy

Jakub David, TUL 2012

#### Akvizice odražených pulzů

- Ze sondy jsou pulzně vysílány akustické vlny
- Odraz od jednotlivých akustických rozhraní se zpětně přijímá sondou
- Měří se doba od vyslání k přijetí a podle vzorce se přepočítává reálná vzdálenost

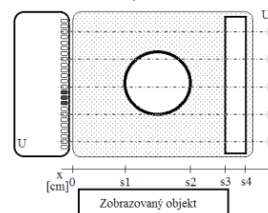
$$\alpha = \frac{1}{2} c \cdot \Delta \tau$$

- Výsledkem je signál jehož amplituda roste s rozdílností mezi rozhraními

#### Obraz A, A-Mode

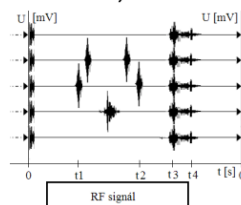
- Obraz A je pouhým jednorozměrným zobrazením popsaného signálu
- Je to graf závislosti pozice objektu na amplitudě, která je úměrná rozdílu akustických rozhraní na kterých odraz vnikl

#### Obraz A, A-Mode



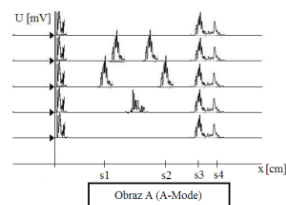
- Zobrazovaný předmět a průměty

#### Obraz A, A-Mode



- Nezpracovaný radiofrekvenční signál na časové ose

#### Obraz A, A-Mode

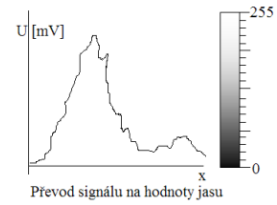


- Souhrnné zobrazení několika A-scanů v různých polohách

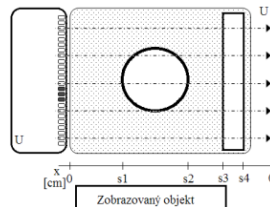
### Obráz B, B-Mode

- Obráz B je 2D zobrazení tvořené složením několika vedle sebe ležících obrazů A
- Amplituda jejich signálů je modulována na šedotónové hodnoty jasu
- Takto převedené hodnoty jsou následně zobrazeny na monitoru

### Obráz B, B-Mode

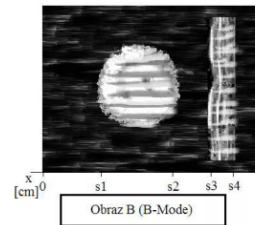


### Obráz B, B-Mode



- Zobrazovaný objekt

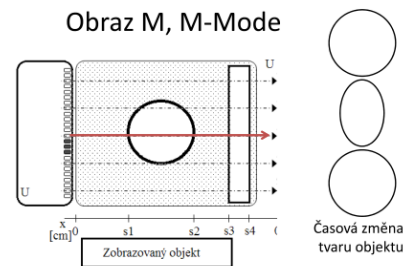
### Obráz B, B-Mode



### Obráz M, M-Mode

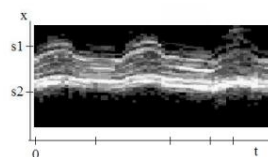
- Obráz M je tvořen jedním obrazem A modulovaným do jasových hodnot, který se vyvíjí v čase
- Zaznamenává tedy ve statické snímací pozici pohyb zaměřených objektů vůči snímači

### Obráz M, M-Mode



→ Papřsek použitý k vytvoření obrázu M

### Obráz M, M-Mode



- Uvažujeme cyklický pohyb kulového objektu z předchozího obrázku

# Příloha D

## 1. Náhled webových stránek

# Lékařské přístroje a zařízení

Prohledat tento web

Úvod

Přístrojová technika

Endoskopie

Spirometrie

Sonografie

Pojmy

Laboratorní úlohy

Mapa webu

Kontakt

Jakub David

Email: [jakub.david@tul.cz](mailto:jakub.david@tul.cz)

<http://www.uzs.tul.cz>

## Úvod

Vítejte na stránkách multimediální podpory předmětu lékařské přístroje a zařízení

Na stránkách naleznete podrobné informace a vysvětlení funkčních principů některých přístrojů používaných v lékařství

### Spirometrie



### Sonografie



### Endoskopie



# Lékařské přístroje a zařízení

Prohledat tento web

Úvod

Přístrojová technika

Endoskopie

Spirometrie

Sonografie

Pojmy

Laboratorní úlohy

Mapa webu

Kontakt

Jakub David





Email: [jakub.david@tul.cz](mailto:jakub.david@tul.cz)

<http://www.uzs.tul.cz>

## Laboratorní úlohy

V této sekci jsou k dispozici laboratorní úlohy k cvičením z předmětu LPZ. A další učební materiály a prezentace.

Úloha 1 - Úloha na procvičení znalostí flexibilního endoskopu  
Úloha 2 - Měření plicních parametrů pomocí spirometru  
Úloha 3 - Druhá úloha ke spirometrickému měření  
Úloha 4 - Úloha na ověření funkce ultrazvuku  
Úloha 5 - Druhá úloha k ultrazvukovému zobrazování

<input type="checkbox"/>	 Optické přenosové cesty.ppsx <a href="#">Stáhnout</a>	260 kB	verze 1	26.4.2012 5:34	Jakub David
<input type="checkbox"/>	 Spirometrie.pptx <a href="#">Zobrazit</a> <a href="#">Stáhnout</a>	657 kB	verze 1	26.4.2012 5:33	Jakub David
<input type="checkbox"/>	 Úloha1.pdf <a href="#">Zobrazit</a> <a href="#">Stáhnout</a>	116 kB	verze 1	24.4.2012 10:32	Jakub David
<input type="checkbox"/>	 Úloha2.pdf <a href="#">Zobrazit</a> <a href="#">Stáhnout</a>	173 kB	verze 1	24.4.2012 10:32	Jakub David
<input type="checkbox"/>	 Úloha3.pdf <a href="#">Zobrazit</a> <a href="#">Stáhnout</a>	171 kB	verze 1	24.4.2012 10:33	Jakub David
<input type="checkbox"/>	 Úloha4.pdf <a href="#">Zobrazit</a> <a href="#">Stáhnout</a>	172 kB	verze 1	24.4.2012 10:33	Jakub David
<input type="checkbox"/>	 Úloha5.pdf <a href="#">Zobrazit</a> <a href="#">Stáhnout</a>	118 kB	verze 1	24.4.2012 10:33	Jakub David
<input type="checkbox"/>	 Ultrazvukové zobrazovací módy.pptx <a href="#">Zobrazit</a> <a href="#">Stáhnout</a>	249 kB	verze 1	26.4.2012 5:34	Jakub David

Webové stránky dostupné na <https://sites.google.com/site/lpz2011123/>